

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

CLAUDIO ANTUNES JUNIOR

MODELO COMPUTACIONAL DA CONTRAÇÃO DE RESINAS ODONTOLÓGICAS E
ESTUDO DAS TENSÕES DE FALHA NO ADESIVO

CURITIBA

2019

CLAUDIO ANTUNES JUNIOR

MODELO COMPUTACIONAL DA CONTRAÇÃO DE RESINAS ODONTOLÓGICAS E
ESTUDO DAS TENSÕES DE FALHA NO ADESIVO

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Ciências no Programa de Pós-Graduação em Métodos Numéricos em Engenharia, Setores de Tecnologia e Ciências Exatas, da Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof.^o Dr.^o Emílio Graciliano Ferreira Mercuri.

CURITIBA

2019

Catálogo na Fonte: Sistema de Bibliotecas, UFPR
Biblioteca de Ciência e Tecnologia

A636m

Antunes Junior, Claudio

Modelo computacional da contração de resinas odontológicas e estudo das tensões de falha no adesivo [recurso eletrônico] / Claudio Antunes Junior. – Curitiba, 2019.

Dissertação - Universidade Federal do Paraná, Setor de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Métodos Numéricos em Engenharia, 2019.

Orientador: Emílio Graciliano Ferreira Mercuri .

1. Resinas dentárias. 2. Polimerização. 3. Adesivos Dentários. 4. Fotopolimerização. Método dos elementos finitos. I. Universidade Federal do Paraná. II. Mercuri, Emílio Graciliano Ferreira. III. Título.

CDD: 617.695

Bibliotecário: Elias Barbosa da Silva CRB-9/1894



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
SETOR SETOR DE CIÊNCIAS EXATAS
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO MÉTODOS NUMÉRICOS
EM ENGENHARIA - 40001016030P0

TERMO DE APROVAÇÃO

Os membros da Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em MÉTODOS NUMÉRICOS EM ENGENHARIA da Universidade Federal do Paraná foram convocados para realizar a arguição da Dissertação de Mestrado de **CLAUDIO ANTUNES JUNIOR** intitulada: **MODELO COMPUTACIONAL DA CONTRACAO DE RESINAS ODONTOLOGICAS E ESTUDO DAS TENSOES DE FALHA NO ADESIVO**, após terem inquirido o aluno e realizado a avaliação do trabalho, são de parecer pela sua Aprovação no rito de defesa.

A outorga do título de mestre está sujeita à homologação pelo colegiado, ao atendimento de todas as indicações e correções solicitadas pela banca e ao pleno atendimento das demandas regimentais do Programa de Pós-Graduação.

CURITIBA, 15 de Março de 2019.

EMILIO GRACILIANO FERREIRA MERCURI
Presidente da Banca Examinadora

JOSETE BARBOSA CRUZ MEIRA
Avaliador Externo (USP)

ROBERTO DALLEDONE MACHADO
Avaliador Interno (UFPR)

ANA PAULA GEBERT DE OLIVEIRA FRANCO
Avaliador Externo (UTFPR)

JUCÉLIO TOMÁS PEREIRA
Avaliador Externo (UFPR)

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao professor Emílio Mercuri, pelos anos de conhecimento e aprendizado. Por ter me mostrado o quão incrível é a área de biomecânica e o quanto podemos pesquisar.

À minha família: ao meu pai Claudio Antunes e a minha mãe Sonia Regina Martini Antunes, pelos valores, educação e por terem me incentivado a estudar cada vez mais. A minha irmã Mayara Martini Antunes pelo companheirismo, conselhos e ajuda durante todo o processo. A minha namorada Marilise Montegutti pelo apoio e ajuda. À todos agradeço pelo amor e carinho.

A professora Ana Gebert, por me apresentar o tema e sempre estar disposta a ajudar.

Ao Jair por sempre ajudar nas questões acadêmicas, ao CESEC pela estrutura e computadores e ao PPGMNE e os seus professores.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 40001016030P0.

RESUMO

Esta dissertação aborda a contração de polimerização da resina odontológica e as tensões no adesivo. Os materiais baseados em resina são extensivamente utilizados nos processos de restauração dentária. Esses materiais quando polimerizados se expandem e depois se contraem. A contração gerada pelo processo pode originar problemas como o aparecimento de *gaps* nas interfaces, sensibilidade pós-operatória, danos pulpares e recorrência da cárie. O dano constante pode levar a fratura, trincas ou até a perda da restauração. O objetivo deste trabalho é o estudo das tensões no adesivo Single Bond que são geradas pelo processo de contração da resina Filtek™ Bulk Fill Flow e das forças de mordida. Para isso foi feito o acompanhamento de um experimento laboratorial de polimerização em terceiros molares, depois foi realizada a reconstrução tridimensional do terceiro molar utilizado no ensaio experimental. A partir do modelo geométrico do terceiro molar, foi calibrada uma pré-carga para gerar a contração residual no modelo da resina odontológica. Por fim, foi realizada uma análise com o uso do Método dos Elementos Finitos no programa Ansys, nas faces do adesivo que fazem interface com o esmalte e a dentina, considerando como carregamento a contração residual do processo de polimerização da resina e também as cargas de mordida não cíclicas. A simulação realizada com o modelo computacional e o modelo constitutivo elástico atingiu o objetivo de reproduzir o último valor da curva de deformação obtida no experimento laboratorial, para atingir o resultado foi calibrada uma pré-carga no modelo da resina. Os resultados da análise de tensões são mais expressivas na região do adesivo que faz interface com o esmalte, pois uma área pequena em que a tensão é superior a tensão de adesão a tração para o esmalte, em específico na borda do modelo do adesivo. Essa região com maior concentração de tensão pode levar ao aparecimento de microfissuras e desencadear microinfiltrações.

Palavras-chave: Resinas Bulk-Fill, Adesivos Dentários, Fotopolimerização, Tensão, Elementos Finitos.

ABSTRACT

This dissertation deals with the polymerization contraction of dental resin and the failure on the adhesive. Resin-based materials are extensively used in dental restoration processes. These materials when polymerized expand and then contract. The contraction generated by the process can lead to problems such as the appearance of gaps in the interfaces, postoperative sensitivity, pulp damage and the return of the caries. Constant damage can lead to fracture, cracking or even loss of restoration. The objective of this work is the study of stresses on the adhesive Single Bond that are generated by the process of contraction of Filtek™ Bulk Fill Flow resin and biting forces. For this, a follow-up of a laboratory experiment about the polymerization on third molars, then the three-dimensional reconstruction of the third molar that was used in the laboratory test. Based on the geometric model of the third molars, a pre-tension was calibrated to generate the residual contraction on the dental resin model. Finally, an analysis was performed using the Finite Element Method in the Ansys software on the adhesive faces that are the interface with the enamel and dentin, considering as loading the residual polymerization contraction of the dental resin and also biting loads that are not cyclical. The simulation performed with the computational model and the elastic constitutive model reached the objective of reproducing the last strain value of the strain curve obtained in the laboratory experiment, to achieve this a pre-tension was calibrated. The results of the stress analysis are more expressive regions where the adhesive has a interface with the enamel, because there is a small area where the tension is higher than the bond strength to traction for the enamel, specifically on the edges of the adhesive model. These regions with higher concentration of stress can lead to the appearance of microcracks and to trigger microleakage.

Keywords: Bulk-Fill Resins, Dental Adhesive, Photopolymerization, Stresses, Finite Element.

LISTA DE FIGURAS

3.1	(A) Cavidade Classe I; (B) Furo passante (Adaptada de Costa, 2017)..	19
3.2	(A) Aplicação do ácido fosfórico 37%; (B) Lavagem e secagem (Adaptada de Costa, 2017).	19
3.3	(A) Sensor livre a 2 mm; (B) Sensor dentro da agulha hipodérmica a 3 mm (Adaptada de Costa, 2017).	20
3.4	Fotoativação da resina Filtek™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE) por 20 s com o aparelho LED VALO (Ultradent) (Adaptada de Costa, 2017).	20
3.5	Evolução da temperatura durante o processo de polimerização.	21
3.6	Evolução da micro deformação durante o processo de polimerização.. . . .	21
4.1	Posicionamento dos dentes no tomógrafo.	22
4.2	Interface do PreXion 3D Viewer.	23
4.3	Superfícies de cada material.	24
4.4	Modelos brutos.. . . .	24
4.5	Modelos refinados.	24
4.6	Modelo do adesivo, ligamento periodontal, osso cortical e trabecular.. . . .	25
4.7	Representação dos sensores FBG.	26
4.8	Modelo completo do terceiro molar.	26
5.1	Corte do modelo completo.	27
5.2	Região de aplicação da condição de contorno.	28
5.3	Contato entre os modelos da resina odontológica e do adesivo.	28
5.4	Contato entre os modelos do adesivo e do esmalte.	29
5.5	Contato entre os modelos do esmalte e da dentina.. . . .	29
5.6	Contato entre os modelos do adesivo e da dentina.. . . .	29
5.7	Contato entre os modelos da dentina e do ligamento periodontal.	30
5.8	Contato entre os modelos da dentina e da polpa.	30
5.9	Contato entre os modelos da polpa e do ligamento periodontal.	31

5.10	Contato entre os modelos do ligamento periodontal e do osso cortical.	31
5.11	Contato entre os modelos do ligamento periodontal e do osso trabecular.	31
5.12	Contato entre os modelos da polpa e do osso trabecular.	32
5.13	Contato entre os modelos do osso cortical e do osso trabecular.	32
5.14	Representação da malha tetraédrica.	32
5.15	Áreas de aplicação da força de mordida e pressão.	33
6.1	Tensão principal máxima na face vestibular do adesivo em contato com o esmalte.	35
6.2	Tensão principal máxima na face mesial do adesivo em contato com o esmalte. .	36
6.3	Tensão principal máxima na face lingual do adesivo em contato com o esmalte. .	37
6.4	Tensão principal máxima na face distal do adesivo em contato com o esmalte. . .	38
6.5	Valores máximos da tensão principal máxima do adesivo em contato com o esmalte.	39
6.6	Tensão principal máxima na face vestibular do adesivo em contato com a dentina.	40
6.7	Tensão principal máxima na face mesial do adesivo em contato com a dentina. . .	41
6.8	Tensão principal máxima na face lingual do adesivo em contato com a dentina. .	42
6.9	Tensão principal máxima na face distal do adesivo em contato com a dentina. . .	43
6.10	Tensão principal máxima na face pulpar do adesivo em contato com a dentina. . .	44
6.11	Valores máximos da tensão principal máxima do adesivo em contato com a dentina.	45
6.12	Tensão de cisalhamento máxima na face vestibular do adesivo em contato com o esmalte.	46
6.13	Tensão de cisalhamento máxima na face mesial do adesivo em contato com o esmalte.	47
6.14	Tensão de cisalhamento máxima na face lingual do adesivo em contato com o esmalte.	48
6.15	Tensão de cisalhamento máxima na face distal do adesivo em contato com o esmalte.	49
6.16	Valores máximos da tensão de cisalhamento máxima do adesivo em contato com o esmalte.	50
6.17	Tensão de cisalhamento máxima na face vestibular do adesivo em contato com a dentina.	51
6.18	Tensão de cisalhamento máxima na face mesial do adesivo em contato com a dentina.	52

6.19	Tensão de cisalhamento máxima na face lingual do adesivo em contato com a dentina.	53
6.20	Tensão de cisalhamento máxima na face distal do adesivo em contato com a dentina.	54
6.21	Tensão de cisalhamento máxima na face pulpar do adesivo em contato com a dentina.	55
6.22	Valores máximos da tensão de cisalhamento máxima do adesivo em contato com a dentina.	56
6.23	Deformação máxima no adesivo para o carregamento de 200 N.	57
6.24	Valores máximos de deformação no adesivo.. . . .	58
6.25	Deslocamento máximo no adesivo para o carregamento de 200 N.	59
6.26	Valores máximos do deslocamento no adesivo.	60

LISTA DE TABELAS

2.1	Força de mordida e mastigação	17
2.2	Tensão de adesão a tração e a cisalhamento	18
4.1	Escala de Hounsfield	23
4.2	Quantidade de faces e vértices	25
5.1	Propriedade dos materiais.	27
5.2	Forças de mordida.	33
6.1	Simulações	34

LISTA DE ACRÔNIMOS

ANSYS	Empresa desenvolvedora de programas de simulação para engenharia
APDL	Linguagem de Programação, "ANSYS Parametric Design Language"
Autodesk	Empresa de software de design e de conteúdo digital
BHD	Banco de Dentes Humanos
CAD	Desenho assistido por computador
CEP	Comissão de Ética em Pesquisa em Seres Humanos
CTI Renato Archer	Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FBG	Fiber Bragg Grating
HU	Hounsfield Unit
IGES	Formato de arquivo, "Initial Graphics Exchange Specification"
InVesalius	Programa livre para reconstrução tridimensional de estruturas anatômicas
MAPDL	Programa da ANSYS para análise com o Método de Elementos Finitos
MEF	Método dos Elementos Finitos
Meshmixer	Programa da Autodesk para trabalhar com malhas triangulares
PreXion 3D Eclipse	Equipamento de tomografia
PreXion 3D Viewer	Visualizador do equipamento PreXion 3D Eclipse
Sm125	Static Optical Sensing Interrogator
SolidWorks	Programa CAD 3D
SpaceClaim	Programa CAD 3D
STL	Formato de arquivo, "Standard Triangle Language / Standard Tessellation Language"
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
UEPG	Universidade Estadual de Ponta Grossa
UFPR	Universidade Federal do Paraná
Workbench	Programa da ANSYS para análise com o Método de Elementos Finitos
XT	Formato de arquivo, "Parasolid"
3M	Grupo econômico multinacional

LISTA DE SÍMBOLOS

A	Ampere
ν	Coeficiente de Poisson
\varnothing	Diâmetro
G	Giga ou 10^9
$^{\circ}C$	Graus Celsius
k	Kilo ou 10^3
m	Metro
M	Mega ou 10^6
μ	Micro ou 10^{-6}
m	Mili ou 10^{-3}
E	Módulo de Elasticidade
N	Newton
Pa	Pascal
s	Segundo
ε^{el}	Tensor de Deformação Elástica
ε	Tensor de Deformação Total
D	Tensor de Rigidez Elástica
σ	Tensor de Tensões
V	Volt

SUMÁRIO

1	Introdução	13
1.1	Objetivos	14
1.1.1	Objetivos Gerais	14
1.1.2	Objetivos Específicos	14
1.2	Estrutura do Trabalho	14
2	Revisão Bibliográfica	15
2.1	Resina Composta Bulk Fill	15
2.2	Sistema Adesivo.	15
2.3	Fotopolimerização	16
2.4	Força de Mordida	16
2.5	Tensão de Adesão à Tração e Cisalhamento	17
2.6	Modelo Constitutivo Elástico	18
3	Experimento Laboratorial	19
4	Modelo Tridimensional	22
4.1	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico	22
4.2	Reconstrução Tridimensional	23
4.3	Modelagem	24
5	Análise de Tensões no Adesivo pelo MEF	27
6	Resultados e Discussão	34
6.1	Tensão Principal Máxima.	35
6.2	Tensão de Cisalhamento Máxima.	46
6.3	Deformação Máxima	57
6.4	Deslocamento Máximo	59
7	Conclusão	61
	Referências	63

1 Introdução

Materiais baseados em resina são amplamente empregados nos processos de restauração dentária na prática odontológica. Contudo, a contração de polimerização e a variação das propriedades do material que está sendo polimerizado em relação aos materiais que compõem o dente são desvantagens, as quais podem causar danos nas interfaces entre as resinas odontológicas, adesivos e as estruturas do dente. O acúmulo do dano pode resultar no aparecimento de *gaps* nas interfaces, produzir sensibilidade pós-operatória, manchas marginais, danos pulpares e a recorrência da cárie ou cárie secundária. A danificação também pode desencadear uma fratura, a formação de trincas nas paredes vizinhas ou até mesmo a perda da restauração. Em especial, a diferença entre as propriedades leva ao aparecimento da concentração de tensões durante o processo de mastigação ou de mudança de temperatura. A fim de reduzir esses problemas são realizadas mudanças na composição química desses materiais (Pearson e Hegarty, 1987; Meredith e Setchell, 1997; McCulloch e Smith, 1986; Causton et al., 1985).

Existem inúmeros estudos que utilizam o Método dos Elementos Finitos para analisar os efeitos do processo de polimerização, de forças de mastigação e mordida na resina odontológica e no adesivo. Diversos autores estudaram a influência das variações das propriedades mecânicas, como o módulo de elasticidade, no sistema dentário de uma restauração (Ausiello et al., 2004; Kemp-Scholte e Davidson, 1990). Liu et al. (2011) analisaram a variação na espessura de aplicação do adesivo. Ausiello et al. (2001) realizaram um estudo para verificar a movimentação das cúspides em um pré-molar superior restaurado com compósitos baseados em resina para diferentes módulos de elasticidade considerando a contração da polimerização e o efeito de forças oclusais. Ausiello et al. (2001) verificaram que o módulo de elasticidade implica diretamente no sucesso da restauração e na falha prematura devido às tensões geradas. Coelho et al. (2008) formularam a hipótese de que a tensão de adesão à tração é inversamente proporcional à espessura do adesivo tendo como interface a dentina, testando de maneira experimental e por MEF.

As tensões resultantes da contração de polimerização dos compósitos utilizados nas restaurações dependem de vários fatores como o tamanho da restauração, o formato da cavidade, se a aplicação do compósito é incremental ou única, o efeito *creep* do compósito, a movimentação das cúspides e a intensidade luminosa incidente durante o processo de polimerização (Koike et al., 1990; Feilzer et al., 1990; Silikas et al., 2000; Feilzer et al., 1995). Carregamentos cíclicos podem levar o dente restaurado a fadiga e por último podem resultar na falha do material (Ausiello et al., 2001).

Como os materiais compósitos baseados em resina têm diferentes composições químicas e diferentes propriedades mecânicas, se faz necessário o estudo individual de cada um deles e das combinações entre eles, a fim de evitar problemas decorrentes da contração de polimerização e de forças funcionais cíclicas, como a mastigação. Diante disso, o presente trabalho tem como propósito de desenvolver uma análise computacional para uma resina odontológica que possui

contração residual do processo de polimerização e aplicar forças de mordida para analisar as tensões geradas no adesivo e comparar com o parâmetro de adesão, verificando se existem regiões passíveis de problema. Para tanto, foram usados como base os resultados de um experimento laboratorial na resina Filtek™ Bulk Fill Flow, seguido por uma análise de tensões no adesivo Single Bond com um carregamento de forças oclusais de mordida não cíclicas, considerando a contração gerada na polimerização da resina odontológica. Assim, é possível verificar se existe a probabilidade desse carregamento gerar tensões superiores às tensões de adesão à tração e cisalhamento do adesivo.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivos Gerais

Estudo das tensões no adesivo que são geradas pelo processo de contração da resina odontológica e das forças de mordida.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Reproduzir, utilizando a modelagem computacional, o ensaio de polimerização em um terceiro molar. Para atingir esse objetivo foi necessário aplicar uma força capaz de gerar a mesma contração, que é encontrada ao final da polimerização da resina odontológica.
- Estudar a influência das forças mordida na resistência mecânica do adesivo para uma resina odontológica que está *a priori* sob o efeito da contração de polimerização.

1.2 Estrutura do Trabalho

O trabalho foi dividido em sete capítulos, sendo o primeiro capítulo o da introdução juntamente com os objetivos gerais e específicos do trabalho.

A revisão bibliográfica é apresentada no segundo capítulo, compreendendo a conceituação de resinas compostas do tipo bulk-fill, do processo de fotopolimerização e dos sistemas adesivos utilizados nas restaurações. Além disso, também compreende a apresentação das forças de mordida e da tensão de adesão a tração e cisalhamento do adesivo, assim como o modelo constitutivo elástico.

O experimento laboratorial realizado é descrito no terceiro capítulo e a construção do modelo tridimensional é detalhada no capítulo quatro. O estudo das tensões no sistema adesivo é apresentado no capítulo 5. Os resultados obtidos a partir desses testes são apresentados no capítulo 6, no qual é feita a comparação da teoria com os resultados.

A conclusão, discussão dos resultados e as sugestões futuras são relatadas no capítulo 7 e, por último, as referências bibliográficas são apresentadas.

2 Revisão Bibliográfica

2.1 Resina Composta Bulk Fill

As resinas odontológicas são compostas por várias partículas inorgânicas duras, as quais são unidas por uma matriz de resina. Geralmente as resinas contêm três componentes principais, sendo eles: (1) a matriz de resina, que contém: um sistema de monômeros, e de inicialização de um radical livre para a polimerização e estabilizadores para maximizar a capacidade de estabilidade de armazenamento da resina não curada e a estabilidade química da resina curada; (2) partículas de carga inorgânica que são constituídas por diferentes partículas, como o vidro, o quartzo e a sílica fundida; (3) o agente de união é um organo-silano capaz de unir quimicamente a carga inorgânica à matriz de resina (Peutzfeldt, 1997).

As resinas compostas do tipo bulk fill foram criadas para reduzir o tempo clínico no processo de restauração, já que são aplicadas em somente um incremento com profundidade recomendada de 4 a 5 mm, duas vezes mais do que o incremento que é tradicionalmente usado em resinas convencionais (Benetti et al., 2015; Zorzin et al., 2015).

É preciso levar em consideração que essas resinas são mais translúcidas por causa do avanço no desenvolvimento de novos monômeros, favorecendo a transmissão da luz pelo material. Possuem baixa contração volumétrica, consequentemente as tensões residuais também são menores, estas geradas pelo processo químico de polimerização (Ilie e Hickel, 2011). Contudo, a caracterização das resinas bulk fill ainda é limitada, pois os estudos *in vitro* avaliam apenas o material, deixando de considerar fatores que podem interferir nos resultados clínicos (Walter, 2013).

2.2 Sistema Adesivo

A técnica odontológica clássica consiste inicialmente da aplicação de um ácido nas paredes da cavidade, possibilitando às resinas odontológicas se fixarem no esmalte do dente. A resina penetra nas microporosidades criadas na superfície do esmalte por causa do tratamento com ácido fosfórico. Após a polimerização, a resina se fixa aos microporos através da retenção micromecânica (Peutzfeldt, 1997).

Diferente do esmalte que é um material em sua maior parte inerte, a dentina é um tecido vivo composto por cristais de fosfato de cálcio hidrofílico, colágeno e uma grande quantidade de água. Dessa maneira é necessário um sistema adesivo para que ocorra a ligação entre a dentina e a resina odontológica, porque os monômeros das resinas não são suficientemente hidrofílicos, de modo a permitir a união entre o tecido do dente e a resina (Peutzfeldt, 1997).

Os procedimentos de aplicação dos adesivos são: (1) três passos: condicionamento da dentina ou esmalte com o uso de um ácido, com o intuito de desmineralizar o tecido, com posterior enxágue e secagem. É utilizado um *primer* composto por monômeros hidrofílicos dissolvidos em solventes orgânicos como a acetona, o etanol ou água. Enquanto os monômeros mantêm a molhabilidade da dentina, que é capacidade de um líquido em manter contato com a superfície sólida, e a reexpansão do colágeno, o solvente move a água da superfície da dentina, auxiliando na adesão do adesivo a superfície do dente condicionada. O adesivo age como uma ligação entre a resina hidrofóbica e o *primer* hidrofílico; (2) dois passos: condicionamento do dente com o ácido e uso de uma substância que contém o *primer* e o adesivo, ou, aplica-se uma substância que é composta pelo ácido e o *primer* e então o adesivo é usado; (3) um passo: consiste na aplicação de uma substância que abrange três componentes, o ácido, o *primer* e o adesivo (Sofan et al., 2017).

2.3 Fotopolimerização

Esse processo utiliza os fótons de uma radiação eletromagnética, ou seja, a luz ultravioleta, a qual penetra uma mistura de monômeros polimerizáveis que contêm um fotoiniciador que gera radicais livres que procuram elétrons ricos em ligações duplas de carbono. A ligação dupla libera um elétron para o novo radical e o outro elétron age como um radical livre. Então, o monômero-radical procura outra ligação dupla de carbono em uma molécula de monômero adjacente, liberando um dos elétrons da ligação dupla e formando uma ligação covalente entre as duas moléculas de monômero (Ritter et al., 2018).

Com o aumento no comprimento da cadeia, o seu peso molecular aumenta, diminuindo assim a capacidade da cadeia polimérica de se mover. A resina no seu entorno se transforma de líquida em sólida, a polimerização se torna controlada por difusão, fazendo com que a cadeia em crescimento seja incapaz de encontrar outros monômeros, desacelerando a taxa de polimerização (Ritter et al., 2018).

Ocasionalmente a resina polimerizada irá se tornar sólida, inibindo o crescimento da cadeia polimérica, e elevando a probabilidade dos dois radicais finais de duas cadeias poliméricas se encontrarem e, então, formarem uma ligação covalente. Ainda, é possível que sejam formadas ligações cruzadas entre as cadeias, aumentando a resistência à fratura e temperatura, e diminuindo a sua flexibilidade. Alguns dos fatores que influenciam na fotopolimerização: profundidade de cura; tempo de exposição; interação entre o comprimento de onda da luz e das partículas de carga (Ritter et al., 2018).

2.4 Força de Mordida

As forças de mordida são consideradas indicadores do estado funcional do sistema mastigatório, que é o resultado da movimentação dos músculos da mandíbula. Vários fatores

influenciam diretamente na medida da força, podendo ser características anatômicas ou psicológicas do indivíduo. Também deve-se levar em consideração a precisão da medição do equipamento empregado no teste (Koc et al., 2010).

Algumas características que podem ser estudadas para explicar a grande variação nos resultados obtidos experimentalmente são: morfologia crânio-facial, idade, gênero, suporte periodontal do dente, disfunções temporomandibulares e a quantidade de dentes (Koc et al., 2010).

As forças de mastigação típicas são de 37% a 40% da força de mordida máxima (Lundgren e Laurell, 1986; Gibbs et al., 1981). Algumas das forças de oclusão encontradas na literatura estão na Tabela 2.1, não levando em consideração as condições dos indivíduos analisados.

Tabela 2.1: Força de mordida e mastigação

Força de Mordida [N]	Força de Mastigação [N]
398 (± 103) ^a	
292 (± 94) ^a	
246 (± 95) ^a	
726 ^b	
	262 ^b
522,3 ($\pm 181,7$) ^c	
465,1 ($\pm 234,55$) ^c	
777,7 ($\pm 78,7$) ^c	
481,6 ($\pm 190,42$) ^c	
	45 a 66 ^d

^a Fontijn-Tekamp et al. (2000); ^b Gibbs et al. (1981); ^c Varga et al. (2011); ^d Boever et al. (1978);

2.5 Tensão de Adesão à Tração e Cisalhamento

Testes mecânicos macroscópicos e microscópicos podem ser realizados para avaliar a adesão dos adesivos dentários quando sujeitos à tração e ao cisalhamento. Os valores da tensão de adesão que foram encontrados na bibliografia para o adesivo Single Bond (3M/ESPE) em relação ao esmalte e a dentina estão resumidos na Tabela 2.2.

Tabela 2.2: Tensão de adesão a tração e a cisalhamento

Tipo	Esmalte [MPa]	Dentina [MPa]
Tração	20,06 ($\pm 6,11$) ^a	32,25 ($\pm 1,52$) ^b
	26,60 ($\pm 9,30$) ^c	32,25 ($\pm 13,51$) ^d
	25,44 ($\pm 5,23$) ^e	39,40 ($\pm 11,20$) ^c
Cisalhamento	21,23 ($\pm 4,12$) ^f	9,53 ($\pm 2,02$) ^f
	17,12 ($\pm 5,80$) ^g	22,90 ($\pm 4,11$) ^h
	28,60 ($\pm 8,41$) ⁱ	14,90 ($\pm 4,52$) ⁱ
	40,50 ($\pm 6,10$) ^j	31,40 ($\pm 3,10$) ^j

^a Souza-Zaroni et al. (2007); ^b Kamble et al. (2015); ^c Isolan et al. (2014); ^d Goes et al. (2008); ^e Patil et al. (2011); ^f Mortazavi et al. (2012); ^g Paradella e Fava (2007); ^h Zorba et al. (2013); ⁱ Yazici et al. (2007); ^j Kimmes et al. (2010);

2.6 Modelo Constitutivo Elástico

O modelo constitutivo elástico é baseado na deformação elástica, a qual é fundamentada na relação entre a deformação e a tensão para materiais isotrópicos, definida pela equação (Lai et al., 2010; Bechtel e Lowe, 2015),

$$[\sigma] = [D][\varepsilon^{\text{el}}], \quad (2.1)$$

sendo $[\sigma]$ o tensor de tensões, $[D]$ o tensor de rigidez elástica, $[\varepsilon^{\text{el}}]$ o tensor de deformação elástica. Com os ajustes necessários, o modelo constitutivo elástico, é definido como:

$$[\varepsilon^{\text{el}}] = [D]^{-1}[\sigma]. \quad (2.2)$$

3 Experimento Laboratorial

O experimento foi realizado por Costa (2017) e acompanhado pelo autor. Os terceiros molares de indivíduos entre 20 e 30 anos de idade, foram obtidas no Banco de Dentes Humanos (BHD) da Universidade Estadual de Ponta Grossa. A pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) da UEPG sob o Parecer nº 35/2017 - Protocolo 1026/2017.

Os dentes passaram por uma limpeza e análise para verificar a existência de possíveis trincas ou alterações em sua estrutura, as quais poderiam levar a falhas na análise. Após a limpeza, os dentes foram preparados para a realização das cavidades médias de Classe 1, com dimensões de 4x4x4 mm com tolerâncias de $\pm 0,1$ mm e os cantos internos foram arredondados para evitar a concentração de tensões e ter uma melhor adaptação da resina aplicada. Depois, foram feitos dois furos passantes ($\varnothing 1$ mm) perpendiculares entre si a 2 mm e 3 mm do fundo da cavidade. A cavidade e os furos podem ser vistos na Figura 3.1.

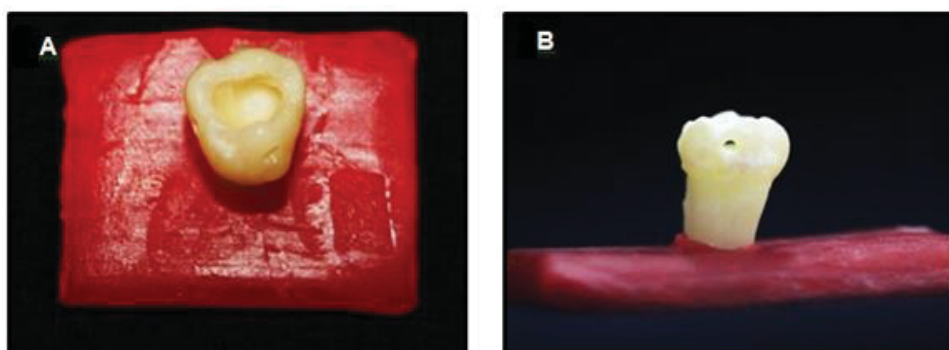


Figura 3.1: (A) Cavidade Classe I; (B) Furo passante (Adaptada de Costa, 2017).

Em seguida, foi usado o ácido fosfórico 37% no dente, com posterior lavagem e secagem, com um jato de ar, depois foram aplicadas duas camadas do adesivo Single Bond (3M/ESPE) e fotoativado com o equipamento LED VALO (Ultradent) por 20 s. Essa etapa é representada na Figura 3.2.

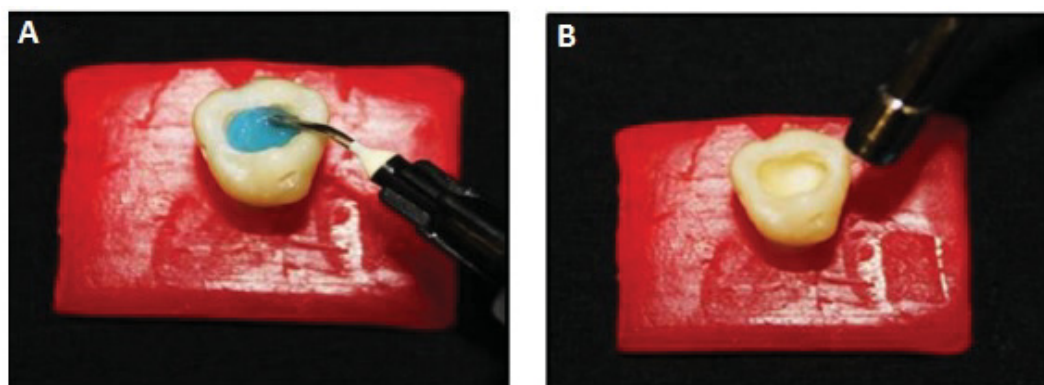


Figura 3.2: (A) Aplicação do ácido fosfórico 37%; (B) Lavagem e secagem (Adaptada de Costa, 2017).

Os furos foram feitos para posicionar dois sensores FBG (Fiber Bragg Grating) gravados na fibra ótica, sendo que um deles estava dentro de uma agulha hipodérmica. A fibra ótica posicionada a 2 mm do fundo da cavidade foi fixada com a resina Filtek™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) na parte externa do dente com o propósito de evitar a sua movimentação e garantir as medidas. O posicionamento da fibra ótica podem ser vistos nas Figuras 3.3.

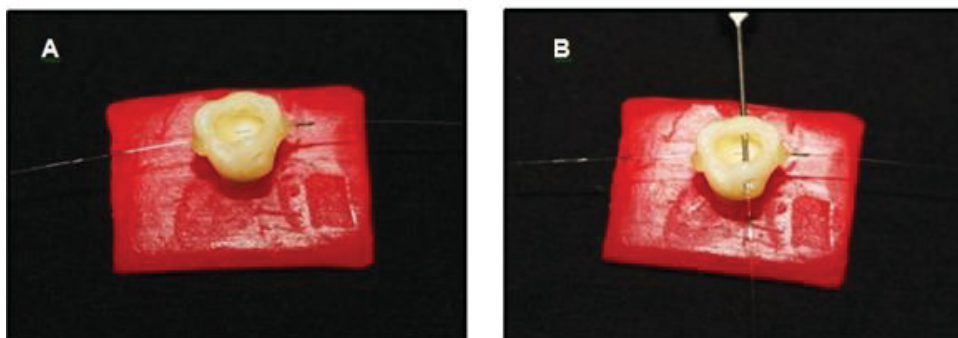


Figura 3.3: (A) Sensor livre a 2 mm; (B) Sensor dentro da agulha hipodérmica a 3 mm (Adaptada de Costa, 2017).

Depois do adesivo, a cavidade foi preenchida com a resina composta Filtek™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) em um único incremento de 4 mm. Posteriormente, foi realizada a fotoativação com o mesmo equipamento já utilizado durante 20 s. A ativação é mostrada na Figura 3.4.

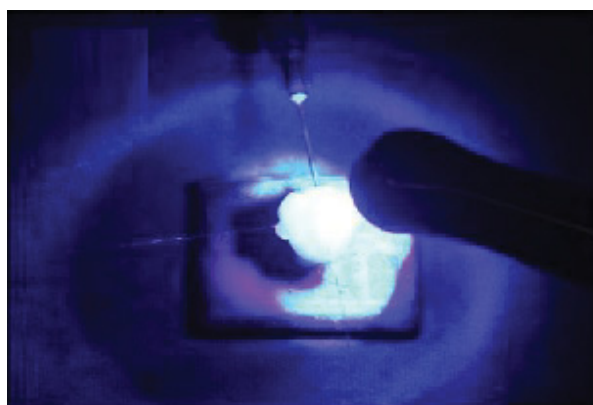


Figura 3.4: Fotoativação da resina Filtek™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE) por 20 s com o aparelho LED VALO (Ultradent) (Adaptada de Costa, 2017).

Com o uso dos dois sensores FBG e do equipamento/programa Sm125 foi possível obter os valores de deformação e temperatura como comprimentos de onda no tempo. Essa medição teve início na polimerização da resina Filtek™ Bulk Fill Flow (3M/ESPE) e foi mantida durante 1 hora, sendo os dados gravados a cada 0,5 s. Os gráficos gerados foram analisados e transformados em deformação e temperatura (°C). Os dados do sensor FBG livre foram transformados em deformação e temperatura (°C) e o sensor localizado dentro da agulha hipodérmica teve seus dados transformados somente em temperatura (°C). Os resultados das medições dos sensores da

amostra escolhida para representar computacionalmente foram representados nas Figuras 3.5 e 3.6.

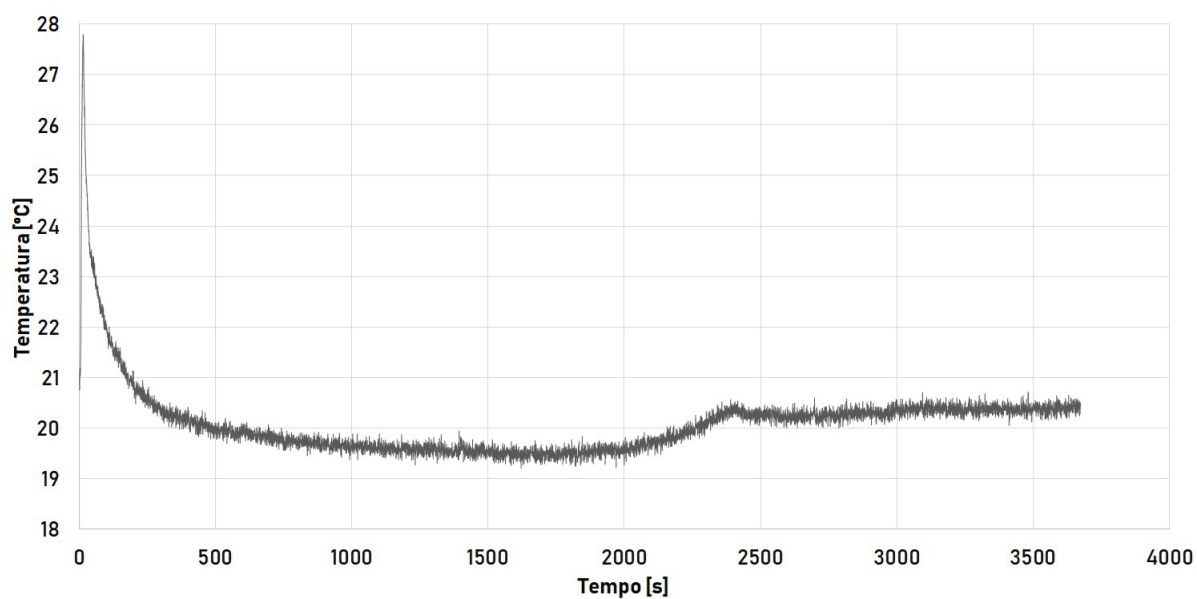


Figura 3.5: Evolução da temperatura durante o processo de polimerização.

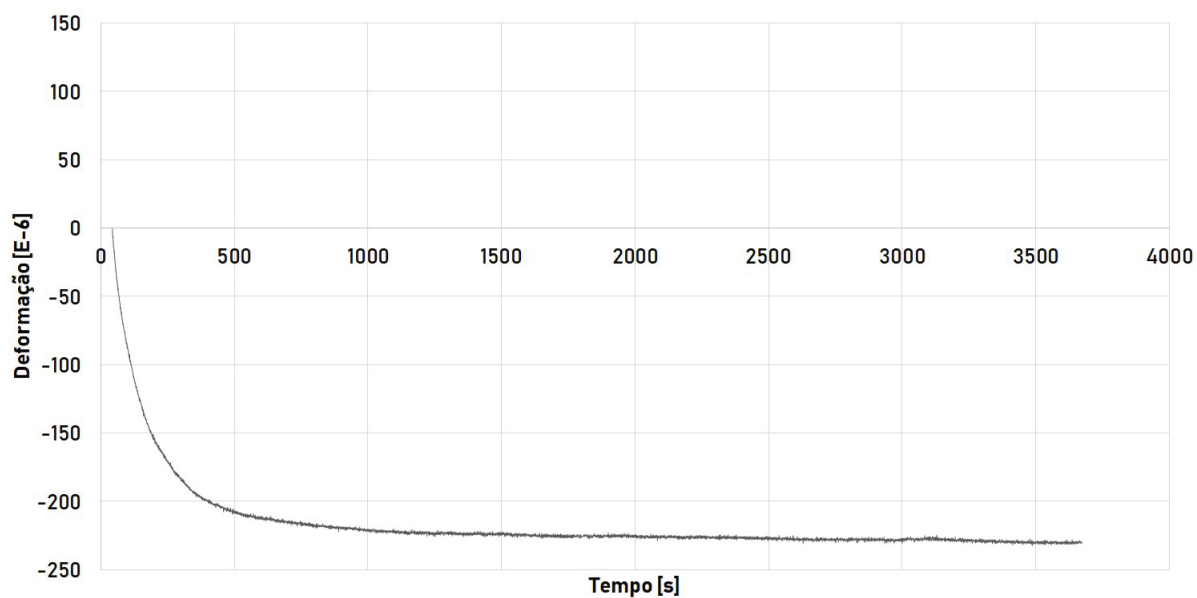


Figura 3.6: Evolução da micro deformação durante o processo de polimerização.

4 Modelo Tridimensional

4.1 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é um método mais rápido do que as imagens digitais intraorais ou panorâmicas, pois é um método mais preciso, sendo capaz de mostrar a dentição e as estruturas relacionadas sem perda dimensional. A TCFC auxilia na medição da densidade do osso, que é expressa na escala de Hounsfield, contribuindo para encontrar possíveis problemas nos ossos e a vantagem de verificar as diferentes estruturas por meio dos tons de cinza (Silva et al., 2012).

Com o terceiro molar do experimento foi realizada uma (TCFC) na Clínica Radiocenter Curitiba. O terceiro molar foi posicionado de maneira verticalizada no sentido ocluso-apical em cera ortodôntica comum, conforme a Figura 4.1. O equipamento utilizado para a obtenção das imagens foi o PreXion 3D Eclipse, com a saída de raio X com potência de 90 kV, corrente de 4 mA por 37 segundos e tamanho do voxel de 0,14 mm.



Figura 4.1: Posicionamento dos dentes no tomógrafo.

A fim de verificar as imagens geradas pela tomografia foi usado o programa PreXion 3D Viewer, cuja interface pode ser vista na Figura 4.2. Ele ainda foi empregado para identificar as interfaces entre os materiais que compõem o terceiro molar.

de manter as suas dimensões. Foram gerados quatro arquivos no formato STL (stereolithography) compostos pelos modelos brutos dos materiais que compõem o dente.

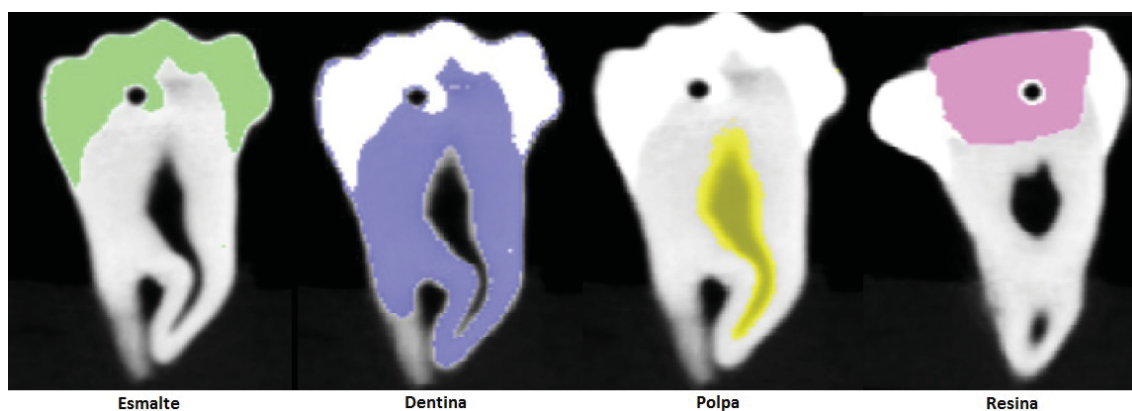


Figura 4.3: Superfícies de cada material.

4.3 Modelagem

Como os modelos gerados pelo InVesalius estão na sua forma bruta, foi necessário realizar suavizações das superfícies, com o intuito de refinar e também apagar faces que não fazem parte do modelo em estudo. Para realizar essas tarefas foi utilizado o programa Meshmixer da Autodesk. Pode-se verificar os modelos brutos na Figura 4.4 e os suavizados na Figura 4.5.

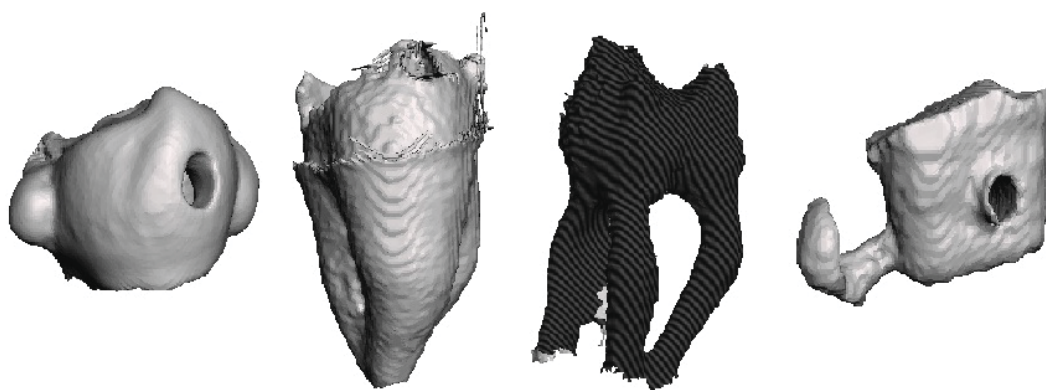


Figura 4.4: Modelos brutos.

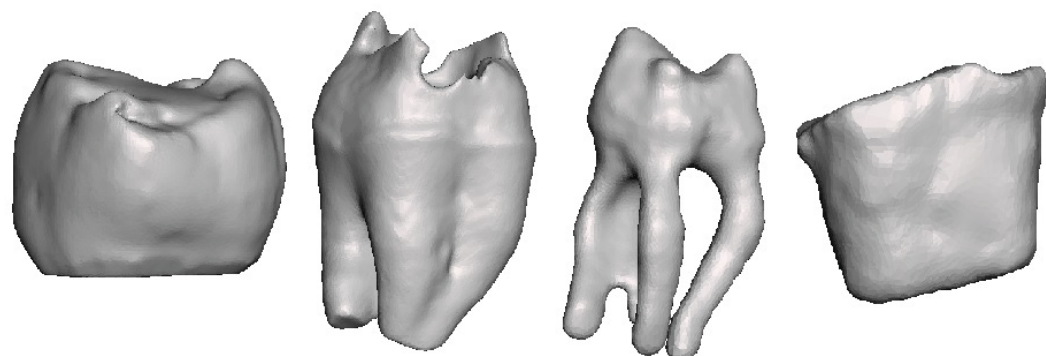


Figura 4.5: Modelos refinados.

Depois desse primeiro refinamento nos arquivos no formato STL, foi feita a análise de erros de superfície no programa SpaceClaim, o qual é próprio do Ansys v18.1, com o objetivo de verificar a existência de sobreposições de superfícies ou superfícies muito pequenas. Para evitar um modelo geométrico pesado, foi feita uma redução na quantidade de faces e vértices que formavam a superfície de cada modelo. É possível verificar a redução na quantidade de faces e vértices na Tabela 4.2.

Tabela 4.2: Quantidade de faces e vértices

Modelo	Faces	Vértices
Polpa Bruta	20234	10119
Polpa Refinada	5056	2530
Dentina Bruta	37654	18829
Dentina Refinada	9408	4706
Esmalte Bruto	33672	16838
Esmalte Refinado	8416	4210
Resina Odontológica Bruta	11478	5741
Resina Odontológica Refinada	2864	1434

Posteriormente, foi realizada a criação do modelo do adesivo Single Bond, através da aplicação da escala no modelo da resina e cavidade entre o modelo inicial da resina e o escalonado, assim obtendo o modelo do adesivo com espessura de 0,05 mm ($\pm 0,01$ mm). Foram adicionados o modelo do ligamento periodontal com espessura de 0,2 mm ao redor do modelo da dentina e os modelos do osso cortical e trabecular. Os modelos adicionados podem ser vistos na Figura 4.6.

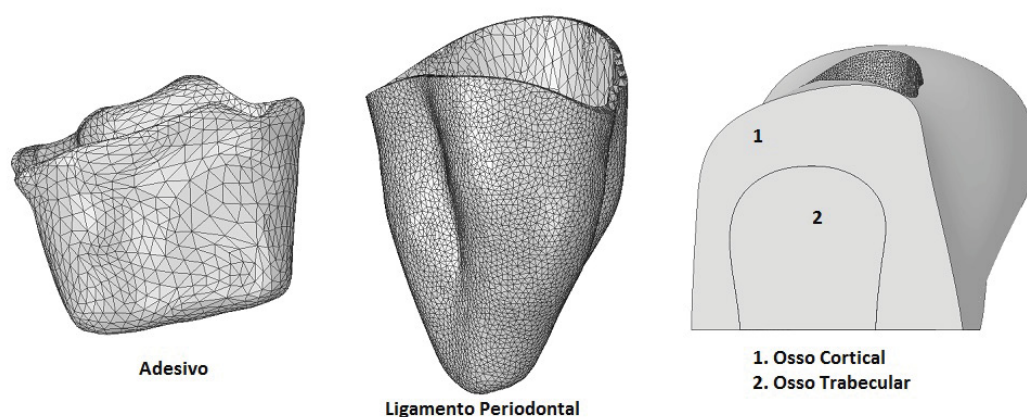


Figura 4.6: Modelo do adesivo, ligamento periodontal, osso cortical e trabecular.

Conforme a Figura 4.7, é possível ver as interfaces entre as estruturas e a representação dos sensores FBG que foram utilizados no experimento laboratorial.

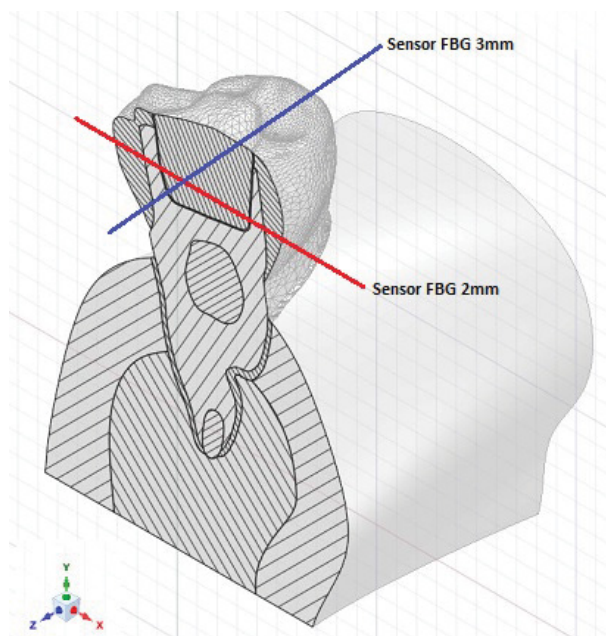


Figura 4.7: Representação dos sensores FBG

Logo depois os modelos foram transformados em sólidos e seus arquivos foram salvos no formato XT (parasolid) para o uso no Ansys. O modelo completo pode ser visto na Figura 4.8.

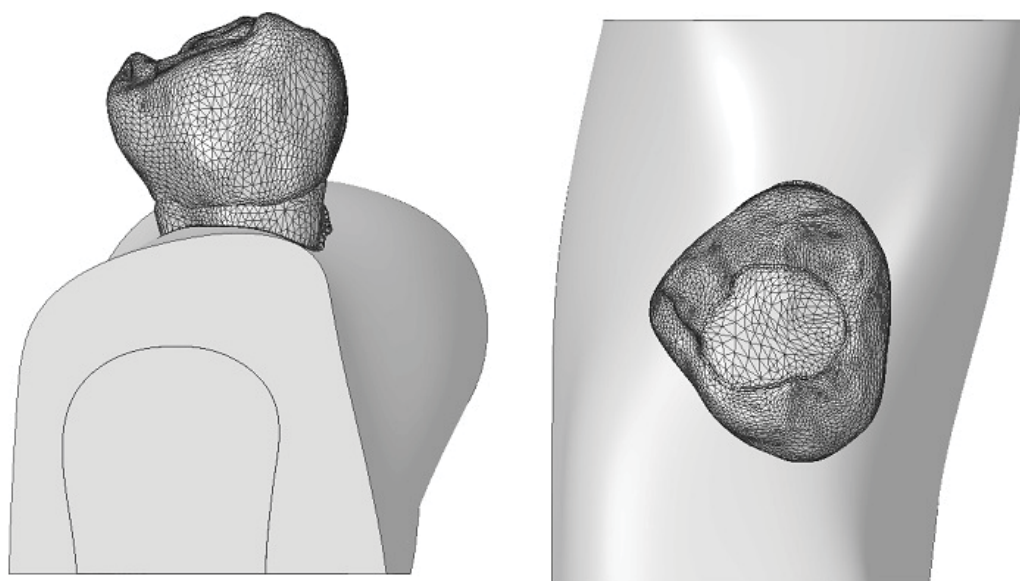


Figura 4.8: Modelo completo do terceiro molar.

5 Análise de Tensões no Adesivo pelo MEF

Para a análise de tensões via MEF foi utilizado o modelo geométrico representado pela Figura 4.8. Um corte no modelo completo para mostrar os componentes aplicados na análise pode ser visto na Figura 5.1.

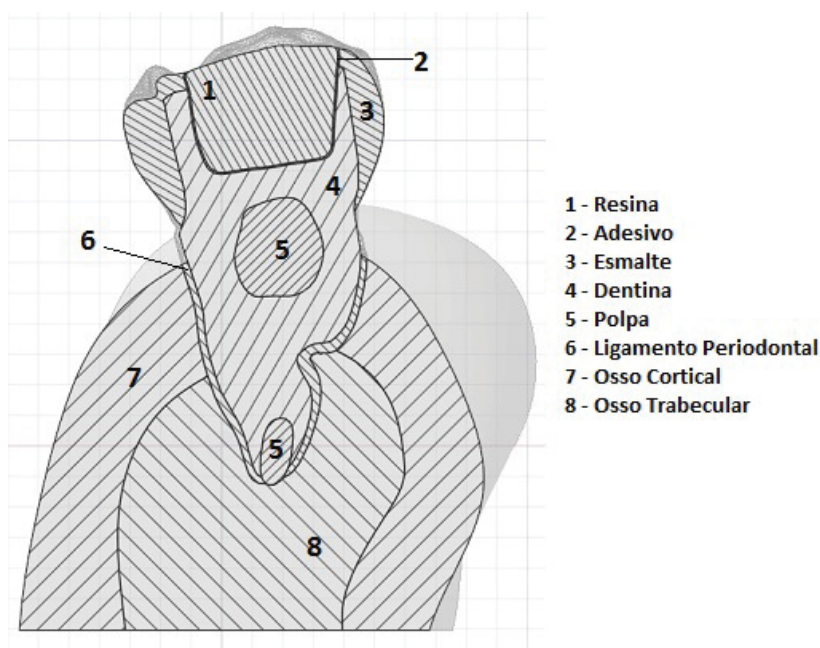


Figura 5.1: Corte do modelo completo.

Foi desenvolvida uma análise estrutural estática usando o Método dos Elementos Finitos realizada no programa Workbench do Ansys. Para iniciar a análise foi necessário definir as propriedades dos materiais que compõem o modelo do terceiro molar. As propriedades utilizadas estão na Tabela 5.1

Tabela 5.1: Propriedade dos materiais

Área	Material	E [GPa]	ν
1	Filtek™ Bulk Fill Flow^a	3,7	0,30
2	Esmalte^b	84,1	0,30
3	Dentina^c	18,6	0,31
4	Polpa^d	1,37	0,30
5	Single Bond^e	2	0,30
6	Ligamento Periodontal^f	0,00068	0,47
7	Osso Cortical^d	13,7	0,30
8	Osso Trabecular^d	1,37	0,30

^a Leprince et al. (2014); ^b Oskui et al. (2018); ^c Ko et al. (1992); ^d Boccaccio et al. (2006); ^e Braga et al. (2010); ^f Park et al. (2017);

A condição de contorno representada pela Figura 5.2 aplicada no modelo foi a de engaste para evitar o deslocamento do modelo, sendo ela aplicada na face inferior do modelo do osso cortical e trabecular.

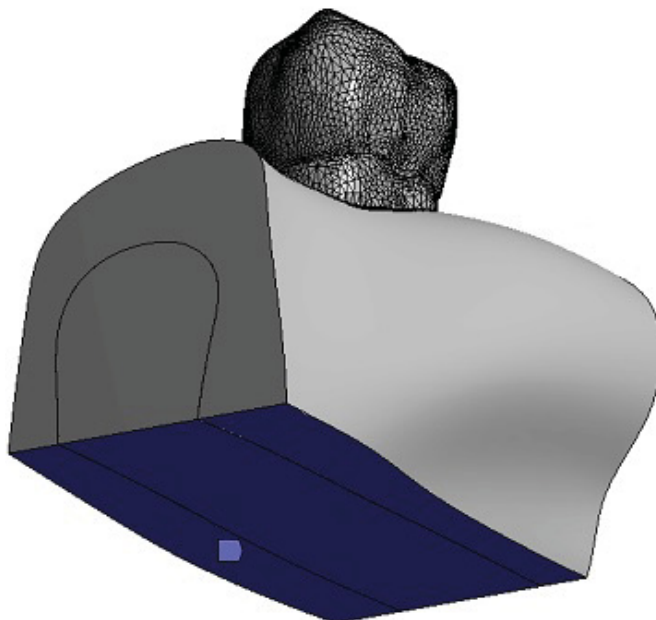


Figura 5.2: Região de aplicação da condição de contorno.

Depois disso, as regiões de contato dos componentes que são coladas foram definidas, elas são entre: resina odontológica e o adesivo; adesivo e esmalte; adesivo e dentina; esmalte e dentina; dentina e ligamento periodontal; dentina e polpa; polpa e ligamento periodontal; ligamento periodontal e osso cortical; ligamento periodontal e osso trabecular; polpa e osso trabecular; e osso cortical e trabecular. As Figuras 5.3 a 5.13 representam as regiões de contato.

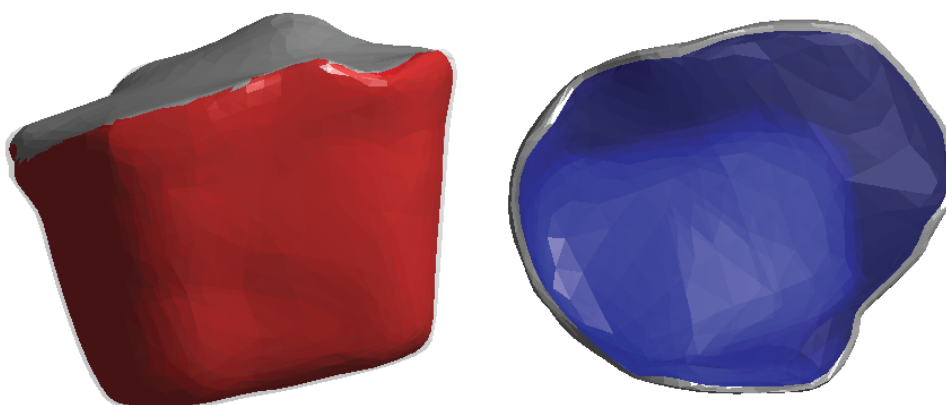


Figura 5.3: Contato entre os modelos da resina odontológica e do adesivo.

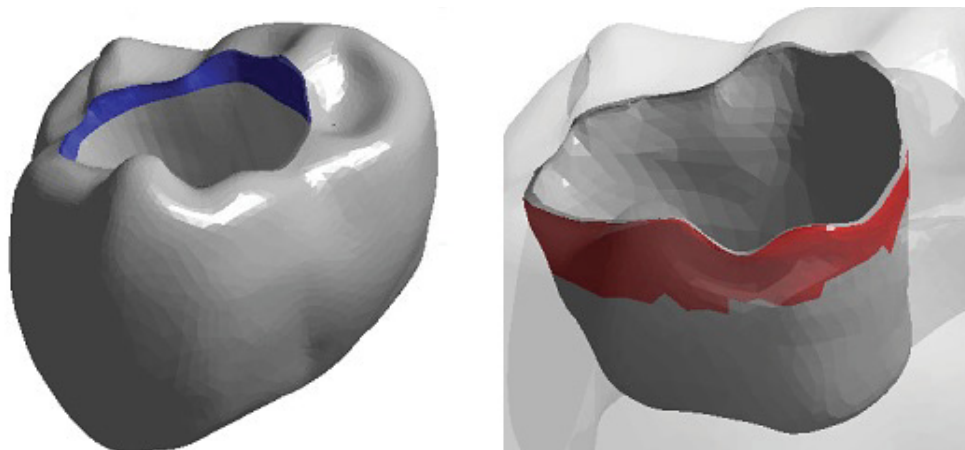


Figura 5.4: Contato entre os modelos do adesivo e do esmalte.

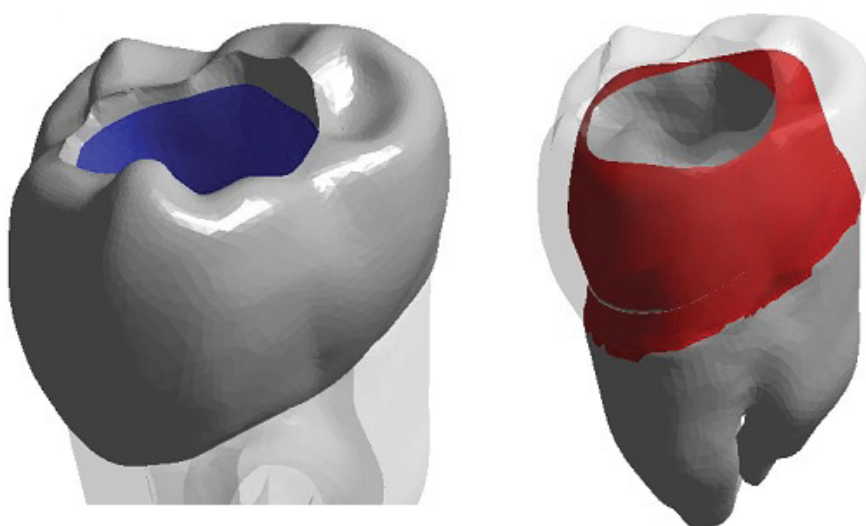


Figura 5.5: Contato entre os modelos do esmalte e da dentina.

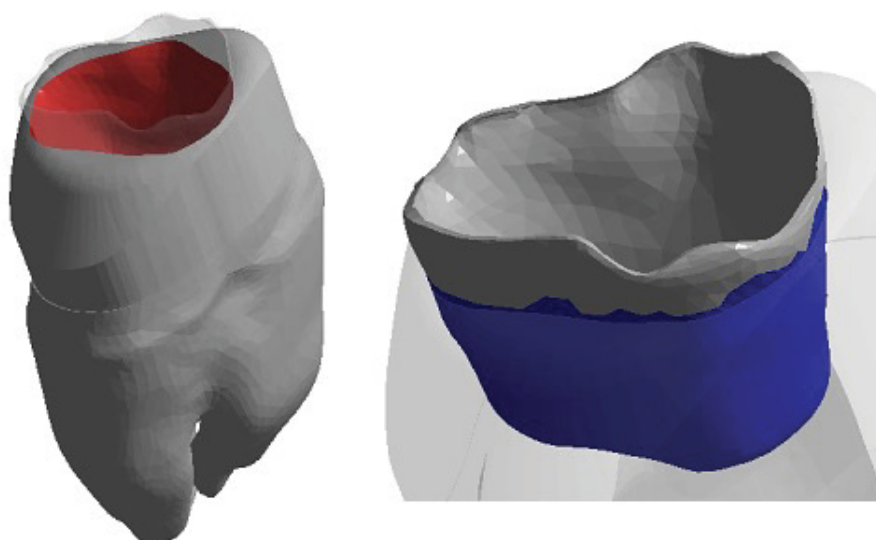


Figura 5.6: Contato entre os modelos do adesivo e da dentina.

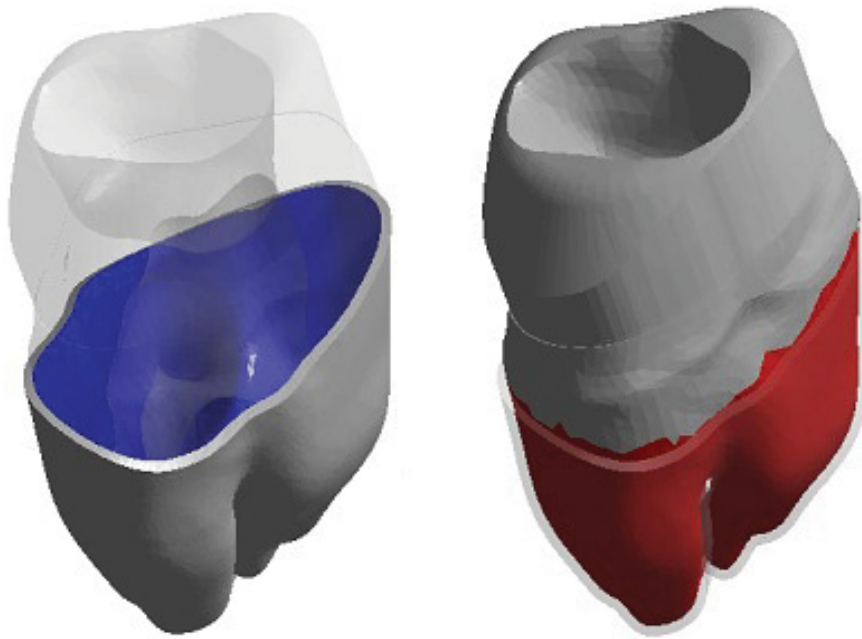


Figura 5.7: Contato entre os modelos da dentina e do ligamento periodontal.

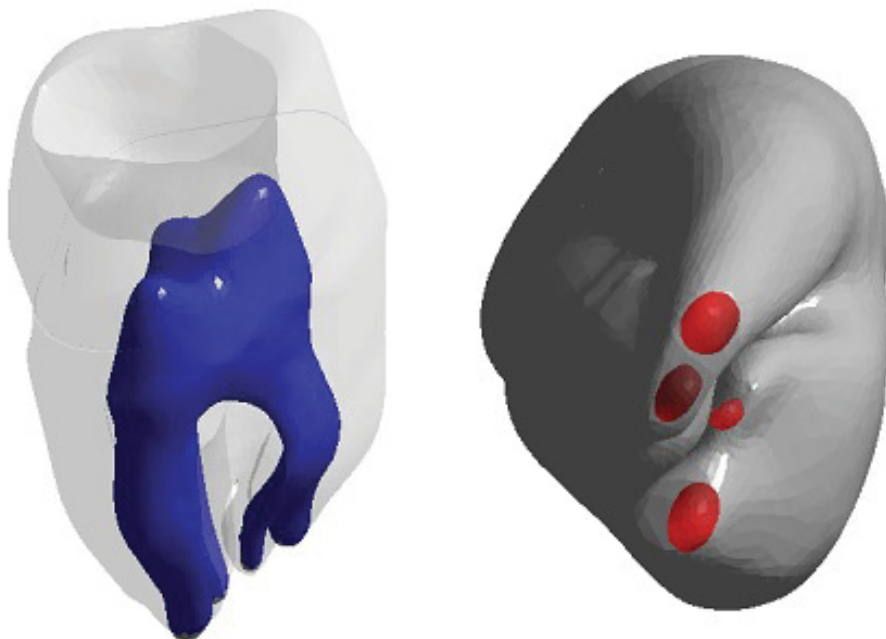


Figura 5.8: Contato entre os modelos da dentina e da polpa.

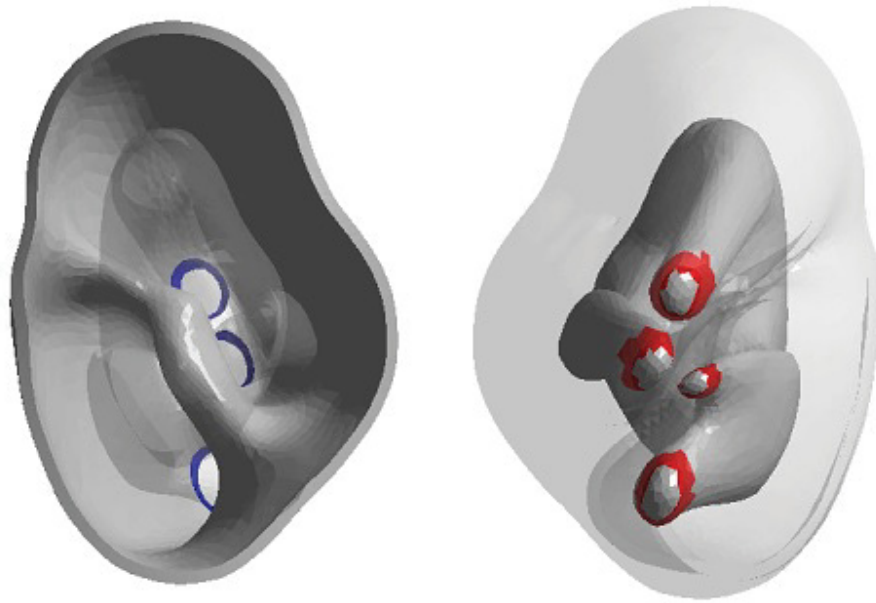


Figura 5.9: Contato entre os modelos da polpa e do ligamento periodontal.

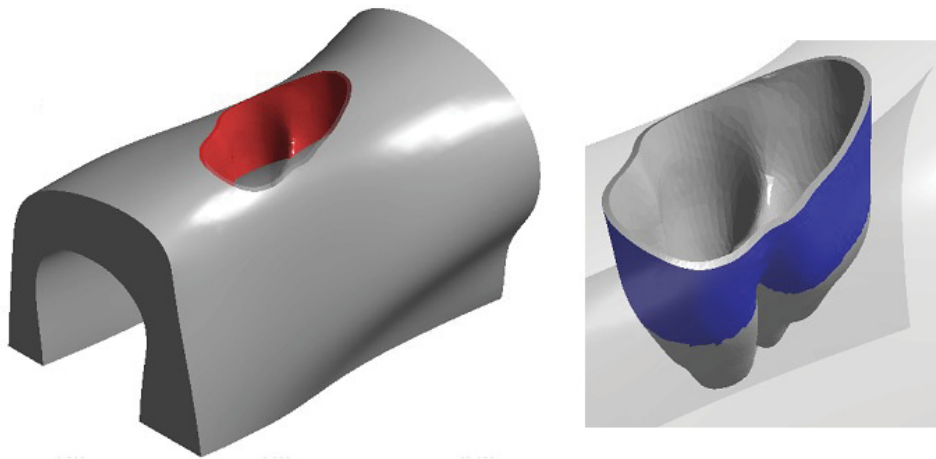


Figura 5.10: Contato entre os modelos do ligamento periodontal e do osso cortical.

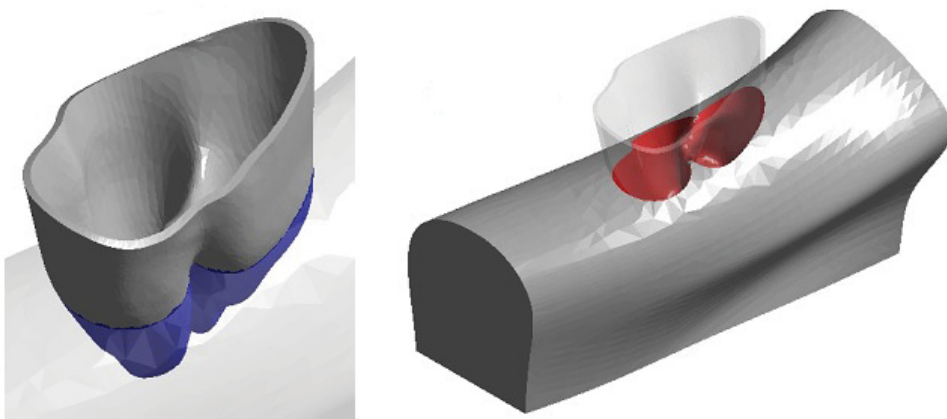


Figura 5.11: Contato entre os modelos do ligamento periodontal e do osso trabecular.

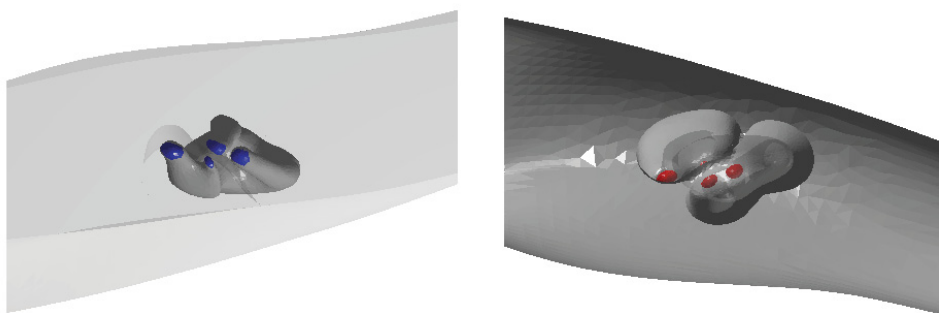


Figura 5.12: Contato entre os modelos da polpa e do osso trabecular.

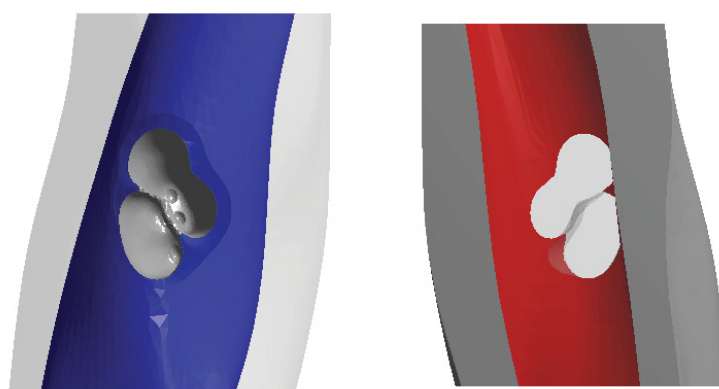


Figura 5.13: Contato entre os modelos do osso cortical e do osso trabecular.

Para a criação da malha foram utilizados os elementos SOLID187 (ANSYS, 2009) com formato tetraédrico de ordem quadrática e tamanho de 0,6 mm nos modelos do ligamento periodontal, polpa, osso cortical e trabecular. Para o modelo do esmalte e da dentina o tamanho dos elementos é de 0,3 mm e para os modelos da resina e do adesivo o tamanho é de 0,1 mm. A malha gerada tem 1.550.240 nós e 1.008.253 elementos, ela é representada pela Figura 5.14.

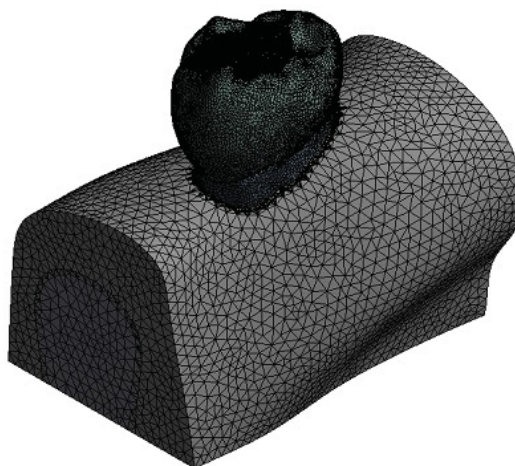


Figura 5.14: Representação da malha tetraédrica.

Foram aplicados dois tipos de forças no modelo: uma pressão para adicionar o efeito da contração sofrida pela resina odontológica e uma carga de mordida constante dividida em cinco áreas na região oclusal do dente. A pressão refere-se à aplicação de 6,73 MPa e os valores das forças de mordida estão na Tabela 5.2.

Tabela 5.2: Forças de mordida

Força na Área [N]	Força Total [N]
20	100
40	200
60	300
80	400
100	500
150	750
200	1000

As áreas escolhidas para aplicar a força de mordida foram indicadas na Figura 5.15 (Sotto-Maior et al., 2016; Owens et al., 2002). Também é representada a área da pressão, a qual é a área do modelo da resina odontológica.

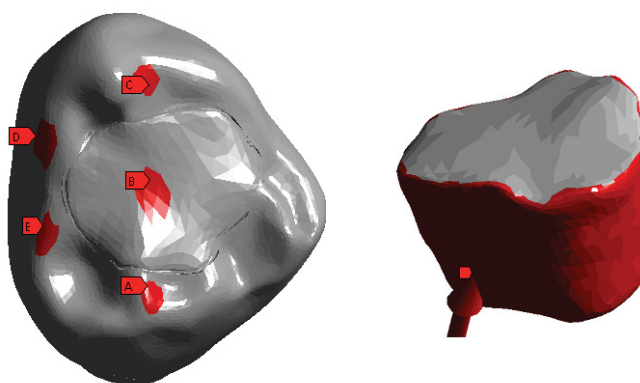


Figura 5.15: Áreas de aplicação da força de mordida e pressão.

6 Resultados e Discussão

Foram realizadas oito simulações no programa Ansys com base no método do Método dos Elementos Finitos (MEF), sendo elas apresentadas na Tabela 6.1.

Tabela 6.1: Simulações

Simulação	Carregamento	Resultados
1 ^a	Pressão	
2 ^a	Pressão + 20N	
3 ^a	Pressão + 40N	
4 ^a	Pressão + 60N	Tensão Principal Máxima
5 ^a	Pressão + 80N	Tensão de Cisalhamento Máxima
6 ^a	Pressão + 100N	
7 ^a	Pressão + 150N	
8 ^a	Pressão + 200N	

Os resultados das simulações são da região externa do modelo do adesivo Single Bond, o qual faz contato com o esmalte e a dentina. Eles foram divididos de acordo com qual material o adesivo tem interface, pois o parâmetro de comparação dos resultados é a tensão de adesão a tração e ao cisalhamento do adesivo, sendo específico a cada um dos materiais.

Baseado na literatura, os valores da tensão de adesão foram escolhidos, sendo: 24 (± 4) MPa para tração e 27 (± 4) MPa para o cisalhamento do esmalte; 35 (± 4) MPa para a tração e 20 (± 4) MPa para o cisalhamento da dentina. Com os valores é possível prever as áreas que podem gerar algum tipo de problema posterior a restauração.

Os resultados principais foram divididos em dois tópicos: tensão principal máxima e tensão de cisalhamento máxima. As Figuras 6.1 a 6.4 e as Figuras 6.12 a 6.15, exibem a evolução da tensão principal máxima e a de cisalhamento máxima, respectivamente. As imagens são da região de interface entre o adesivo e o esmalte, e as Figuras 6.5 e 6.16 apontam os valores máximos que foram obtidos para comparação. Da mesma maneira, as Figuras 6.6 a 6.9 e as Figuras 6.17 a 6.21 mostram a evolução da tensão máxima principal e de cisalhamento máxima, para a região de interface entre o adesivo e a dentina, e as Figuras 6.11 e 6.22 apresentam os valores máximos das tensões para comparação.

Também foram analisados o deslocamento máximo e a deformação máxima da região de contato do adesivo com o esmalte e a dentina, não fazendo a distinção das áreas de contato. Desta maneira, é possível analisar as áreas em que os máximos do deslocamento e da deformação se apresentam. As Figuras 6.23 e 6.25 apresentam a deformação e o deslocamento sofrido pelo adesivo, quando aplicada a pressão e uma força de mordida de 200 N. Já as Figuras 6.24 e 6.26 exibem os valores das deformações máximas e dos deslocamentos máximos para cada uma das simulações.

6.1 Tensão Principal Máxima

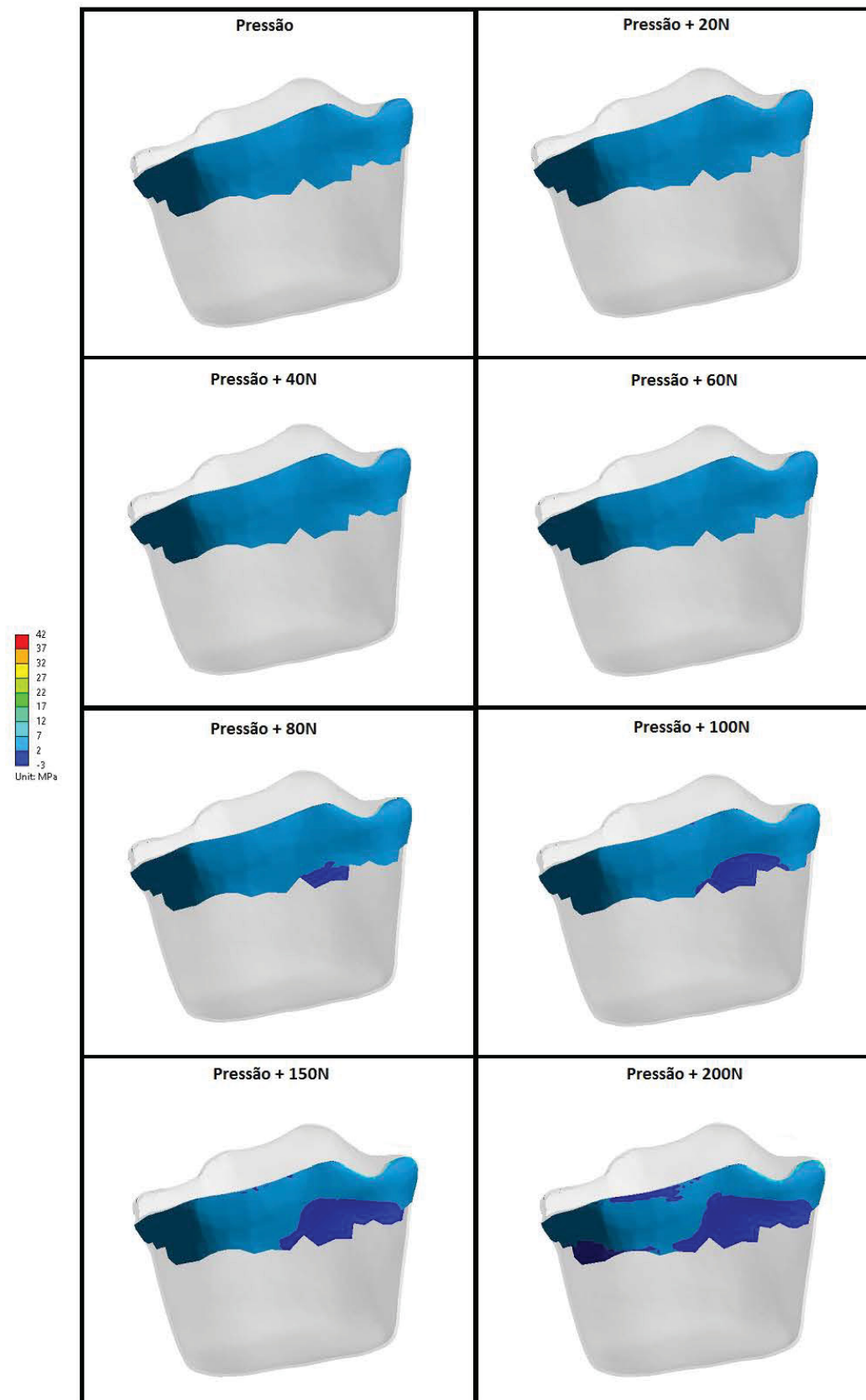


Figura 6.1: Tensão principal máxima na face vestibular do adesivo em contato com o esmalte.

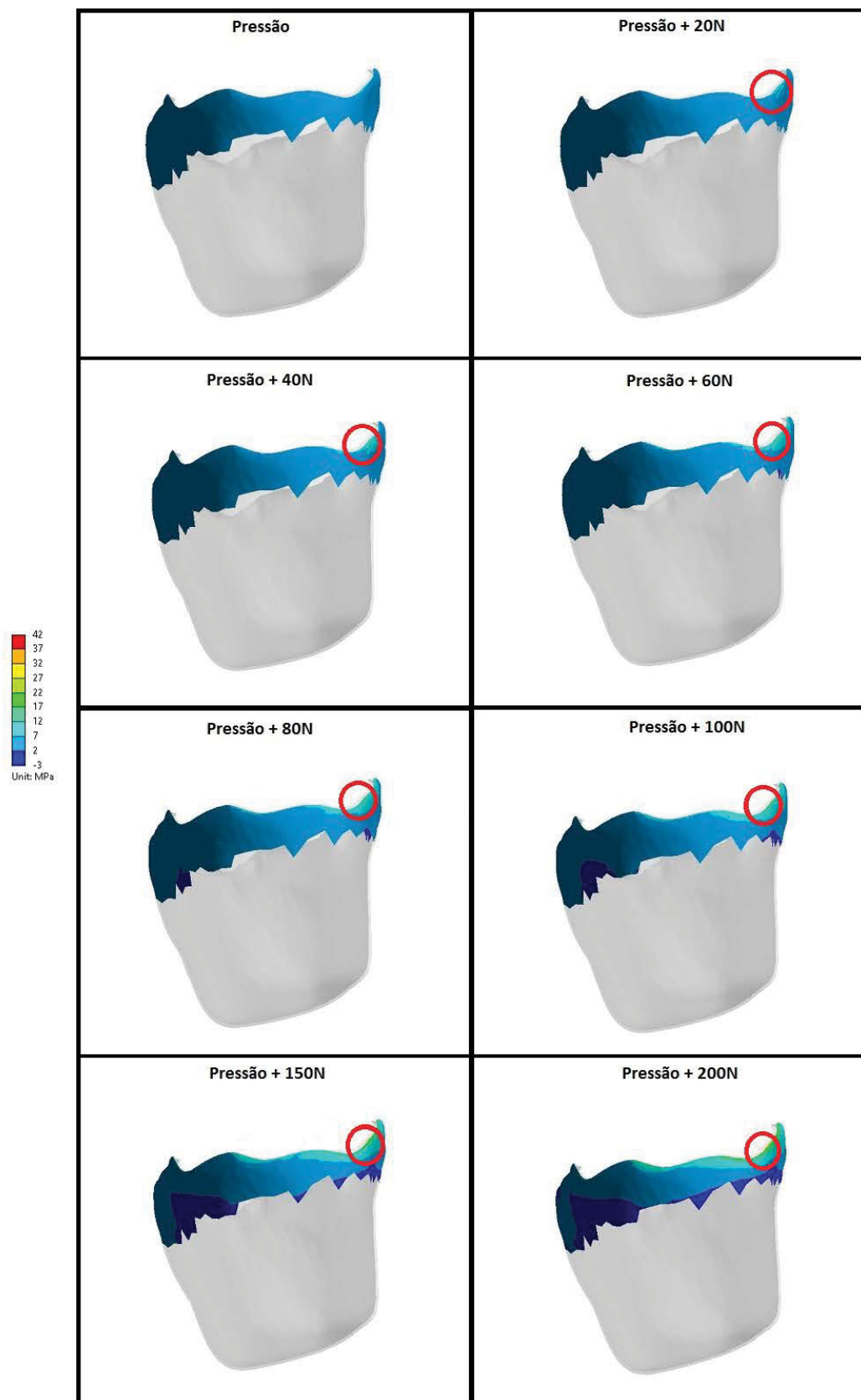


Figura 6.2: Tensão principal máxima na face mesial do adesivo em contato com o esmalte.

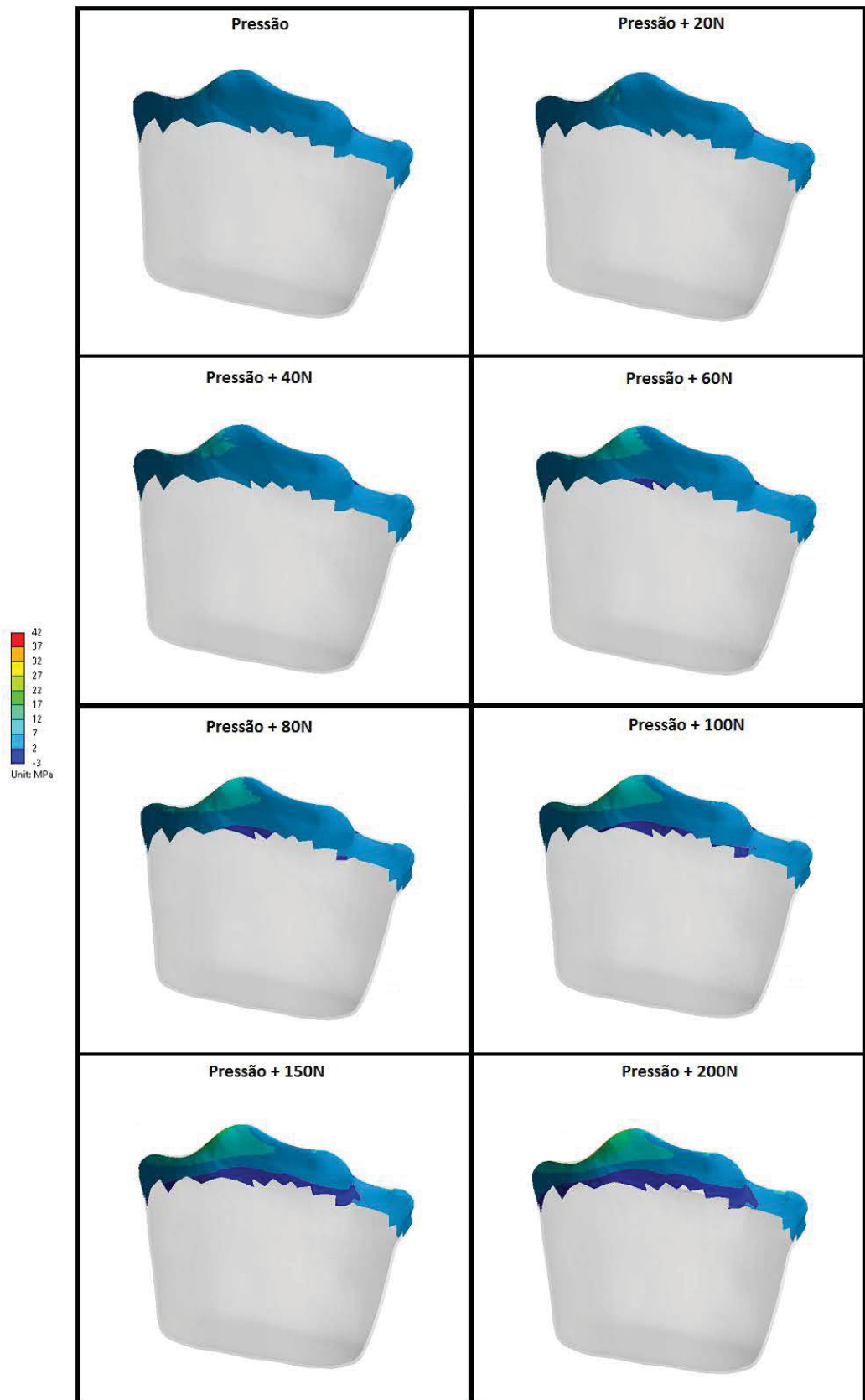


Figura 6.3: Tensão principal máxima na face lingual do adesivo em contato com o esmalte.

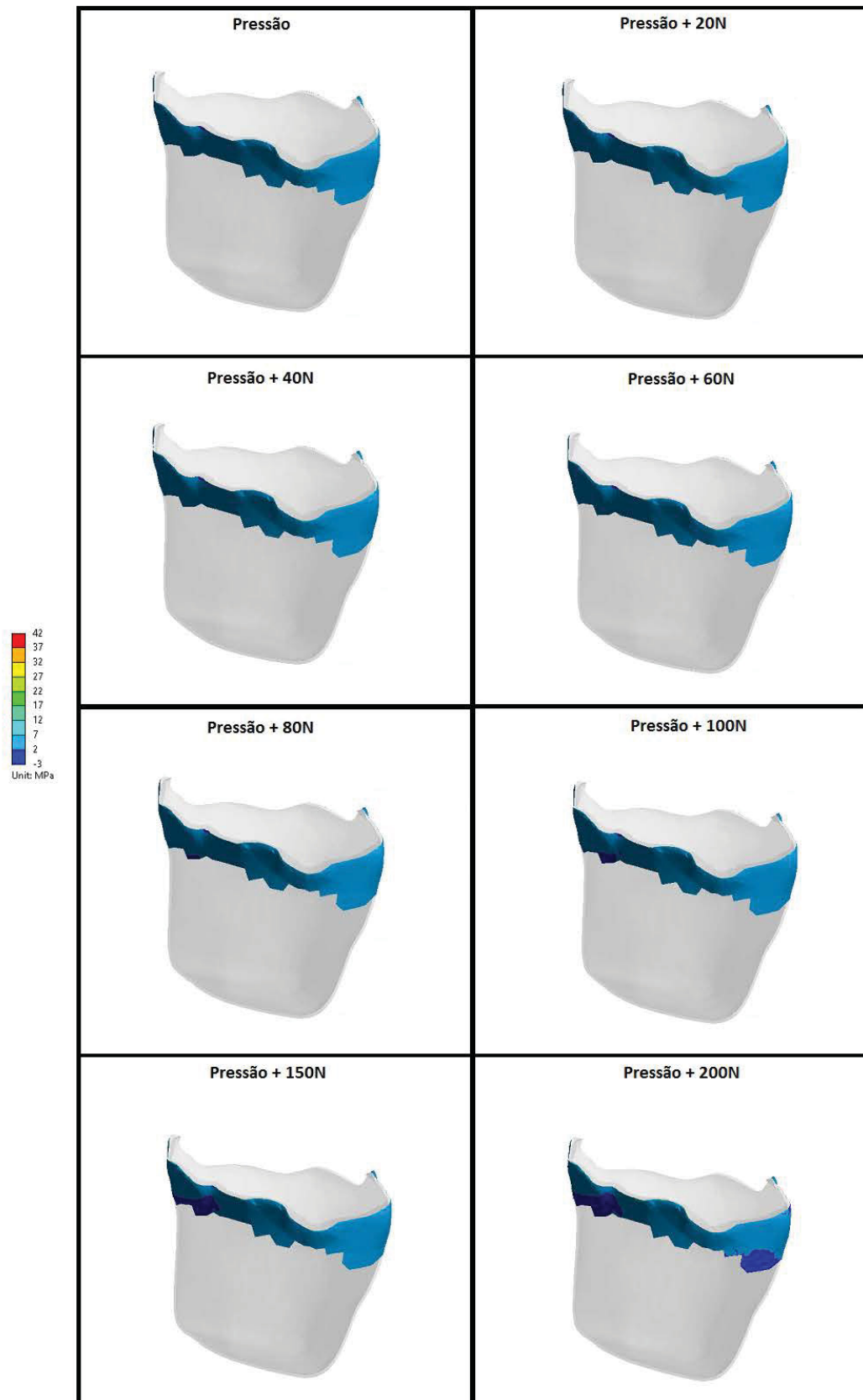


Figura 6.4: Tensão principal máxima na face distal do adesivo em contato com o esmalte.

A evolução apresentada nas Figuras 6.1 a 6.4 mostra que com o aumento da carga de mordida, começam a aparecer áreas de maior tensão na parte superior do adesivo, próximas a borda do modelo, principalmente nas faces mesial e distal do adesivo. Contudo, a área em que a tensão causada pelo carregamento supera o limite máximo estipulado para a tensão de adesão do adesivo ao esmalte é muito pequena. Considerando todos os carregamentos, a distribuição de tensões é uniforme e as regiões onde ocorrem o aumento da tensão é gradativo. Somente a área circulada em vermelho apresenta um pico de tensão, que é superior as demais da análise, evidenciando um acumulo de tensões em determinado ponto por causa da própria geometria do modelo do adesivo, ou por causa das áreas em que as forças de mordida foram aplicadas, pois é uma região mais próxima as áreas de atuação das forças.

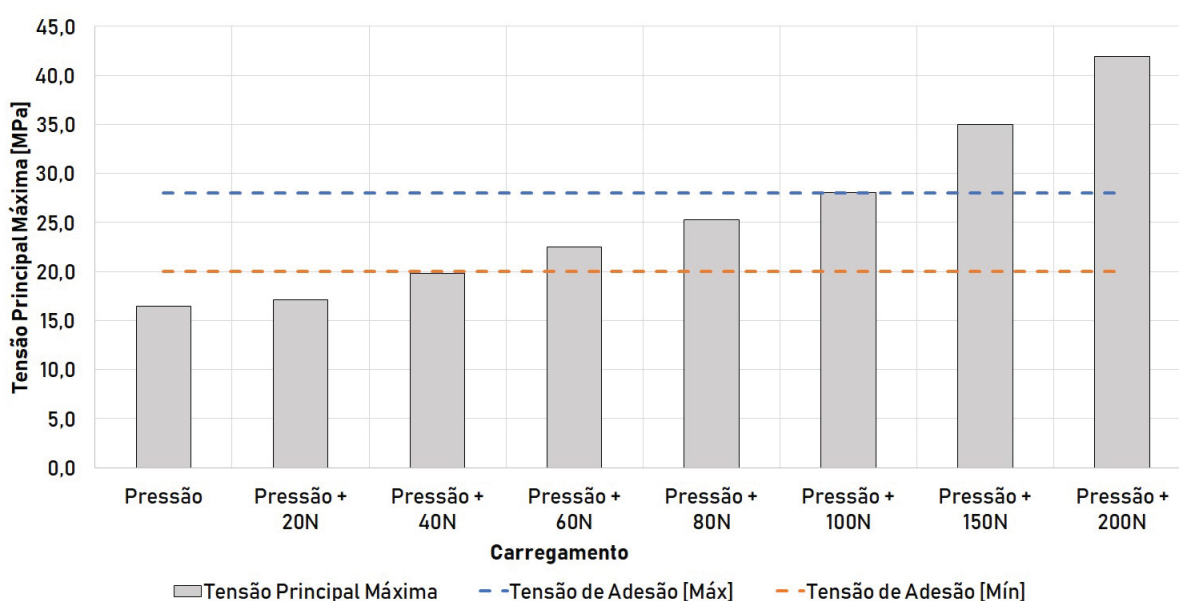


Figura 6.5: Valores máximos da tensão principal máxima do adesivo em contato com o esmalte.

Conforme a Figura 6.5 verifica-se que existe uma região no adesivo que ultrapassa o limite máximo da tensão de adesão para o esmalte, contudo, é uma região muito pequena. Para melhor averiguar essa seria necessário a criação de um modelo simplificado para a simulação.

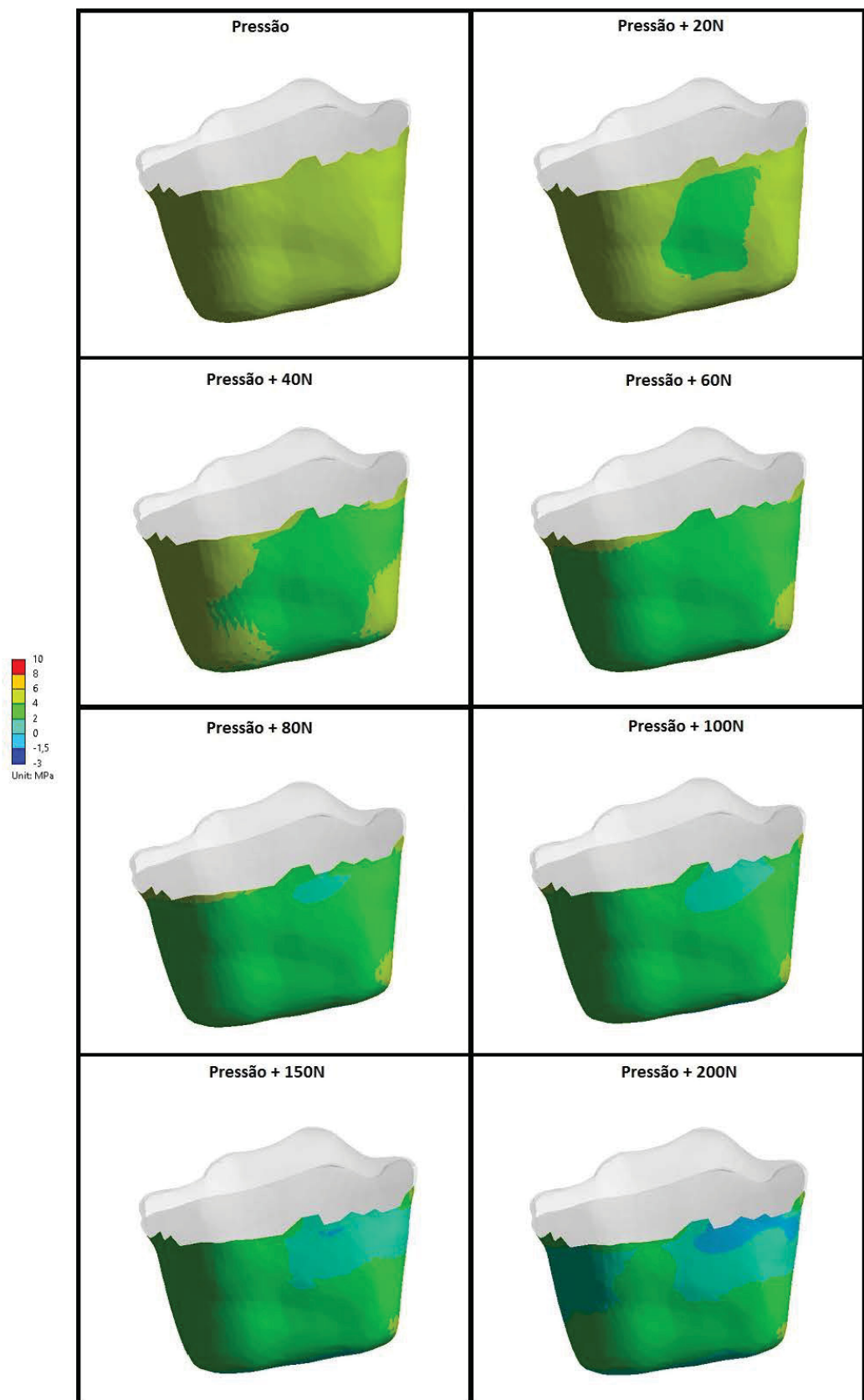


Figura 6.6: Tensão principal máxima na face vestibular do adesivo em contato com a dentina.

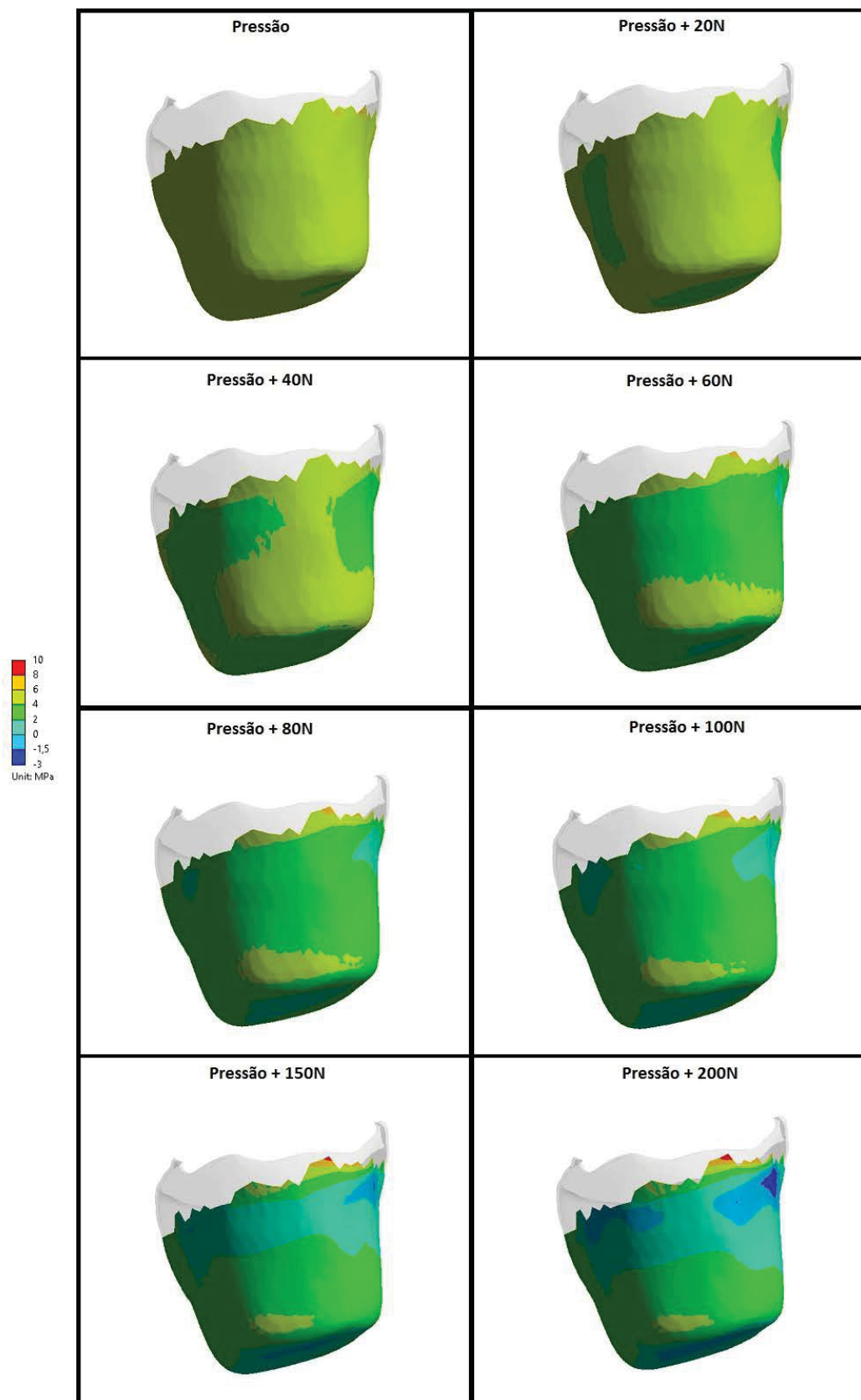


Figura 6.7: Tensão principal máxima na face mesial do adesivo em contato com a dentina.

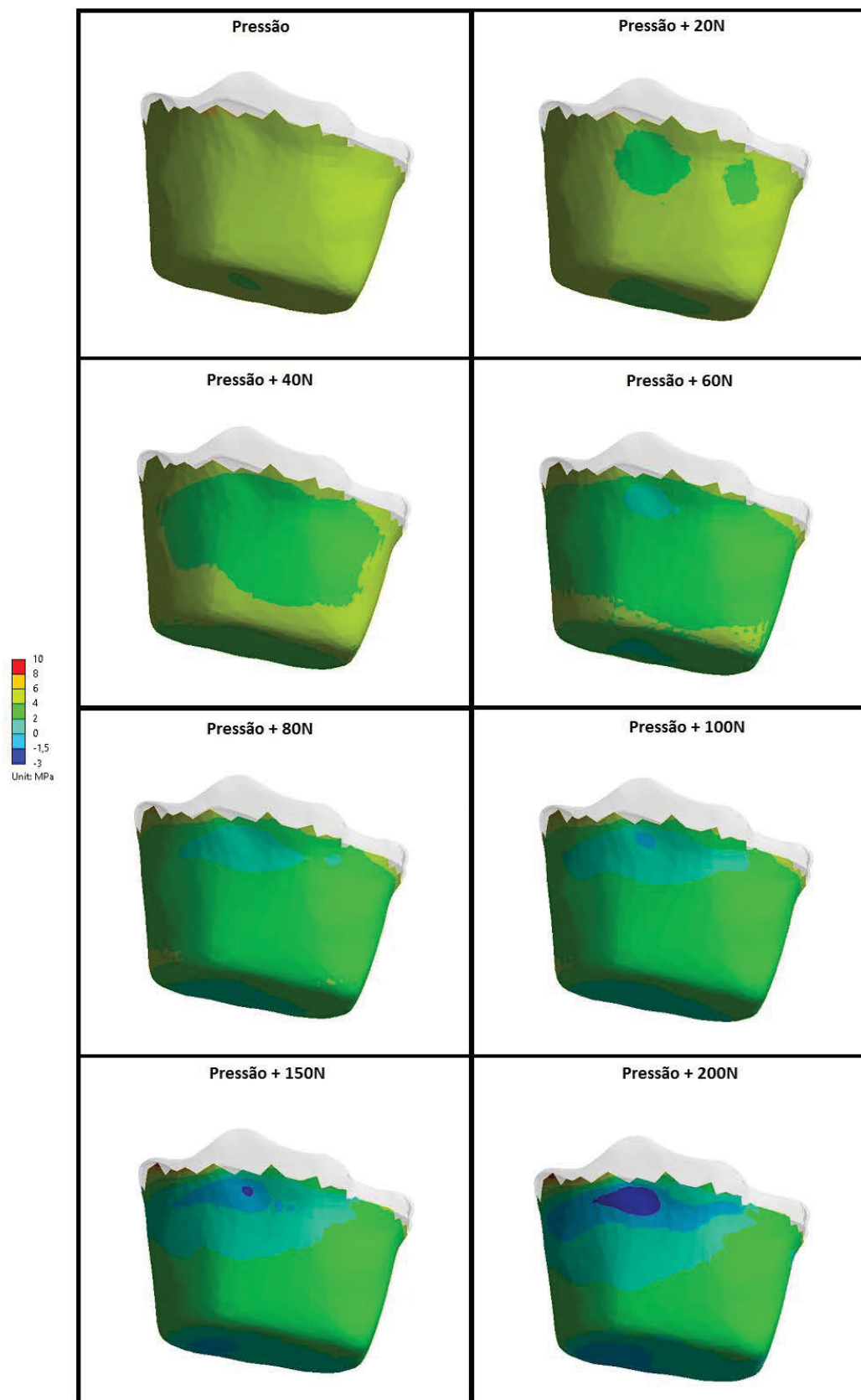


Figura 6.8: Tensão principal máxima na face lingual do adesivo em contato com a dentina.

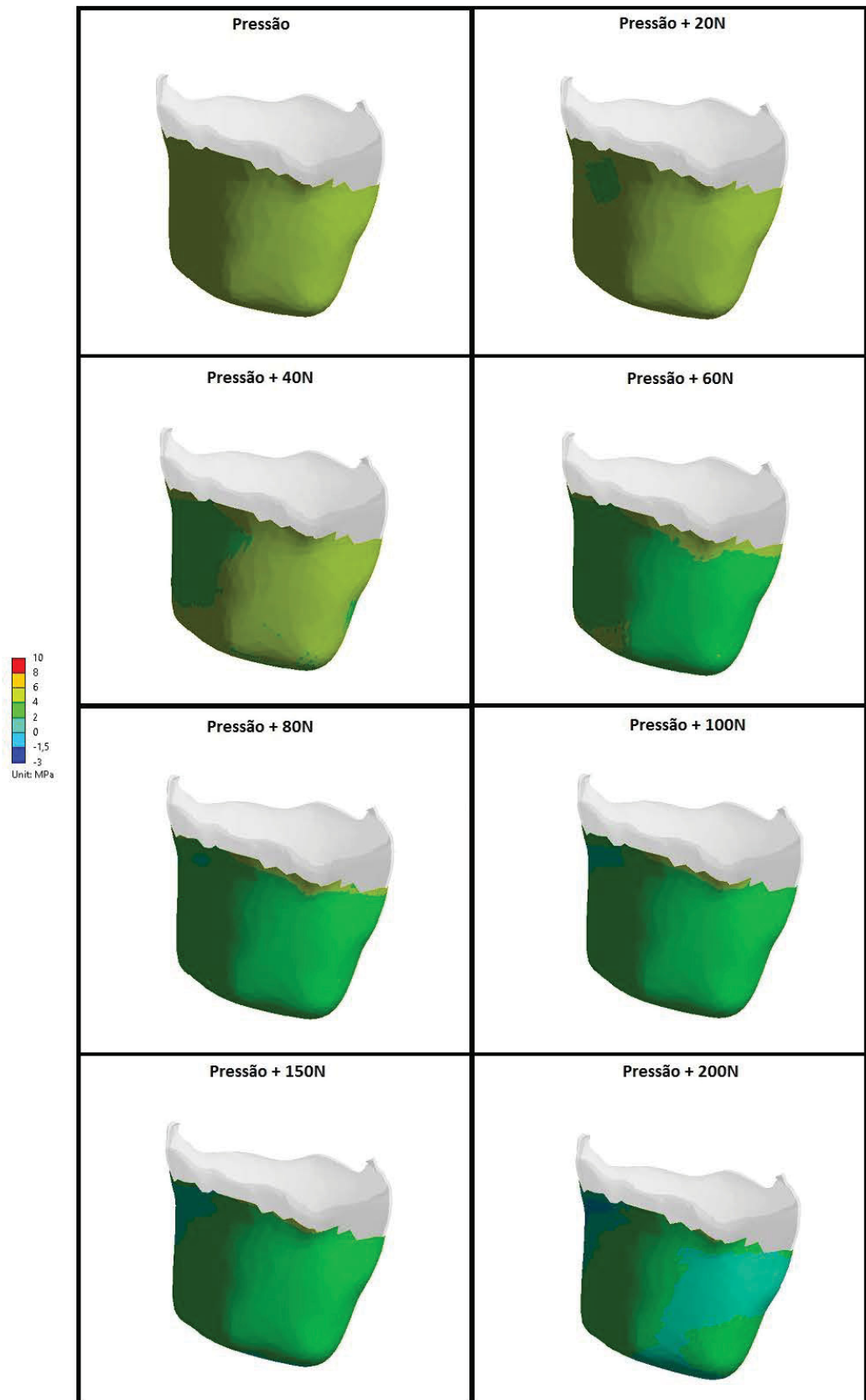


Figura 6.9: Tensão principal máxima na face distal do adesivo em contato com a dentina.

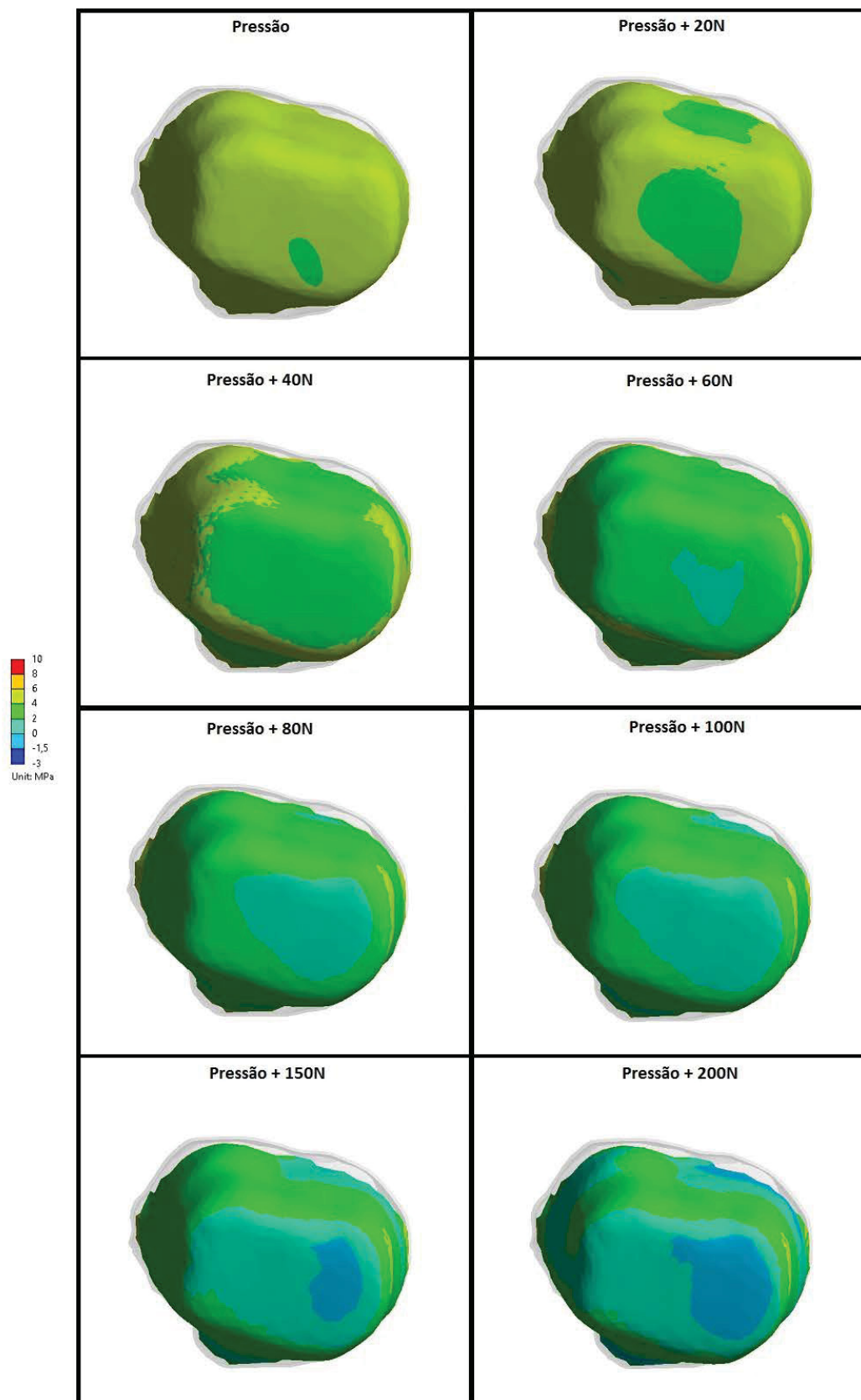


Figura 6.10: Tensão principal máxima na face pulpar do adesivo em contato com a dentina.

Analisando as Figuras 6.6 a 6.10, percebe-se que a região de contato do adesivo com a dentina tem a sua evolução de tensão de modo contrário a evolução da região em contato com o esmalte, pois com o aumento da força de carregamento são geradas em maior quantidade as regiões que possuem tensões inferiores a da simulação inicial. Porém, ainda existe uma pequena área na parte superior do modelo em que ocorre o aumento da tensão, mas o seu valor não chega próximo ao limite mínimo da tensão de adesão a dentina.

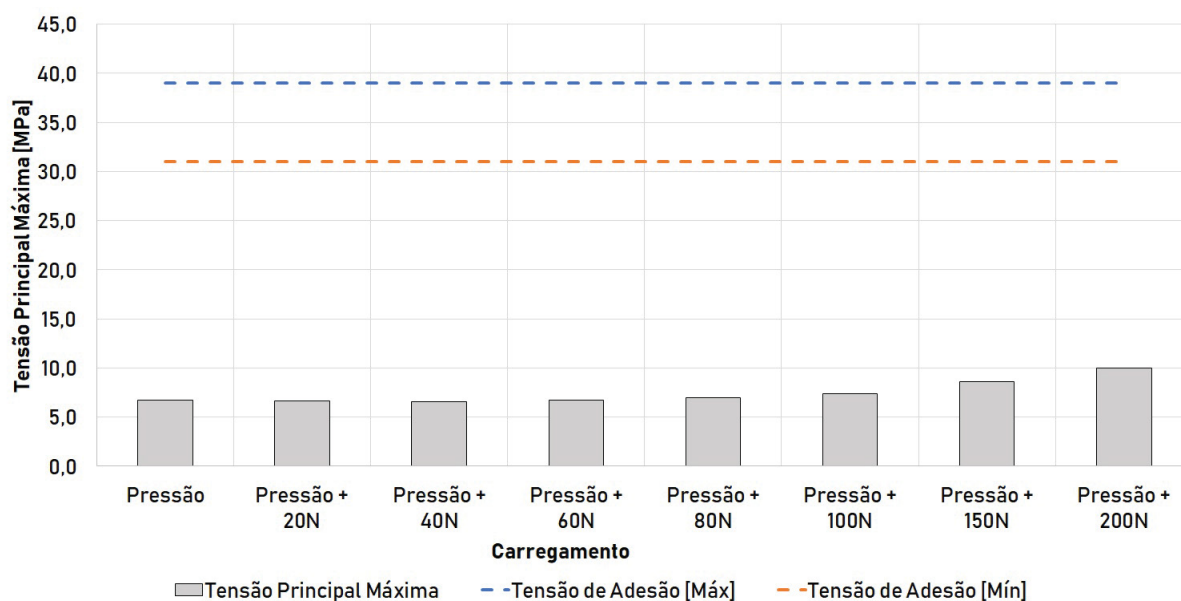


Figura 6.11: Valores máximos da tensão principal máxima do adesivo em contato com a dentina.

Conforme a Figura 6.11 pode-se perceber que os valores máximos da tensão principal máxima não são suficientes para causar algum problema ao dente restaurado, levando em consideração o parâmetro adotado nas análises.

6.2 Tensão de Cisalhamento Máxima

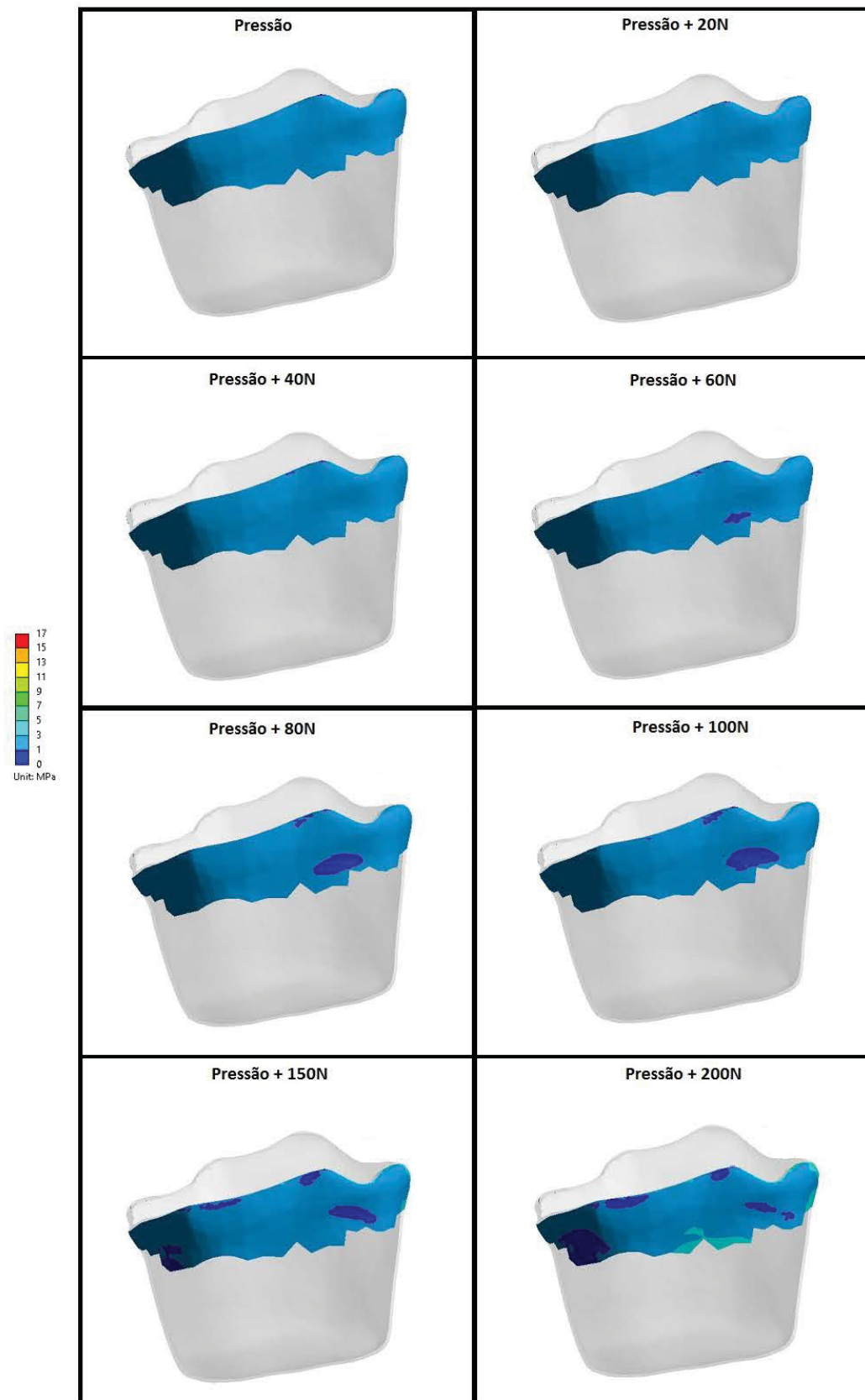


Figura 6.12: Tensão de cisalhamento máxima na face vestibular do adesivo em contato com o esmalte.

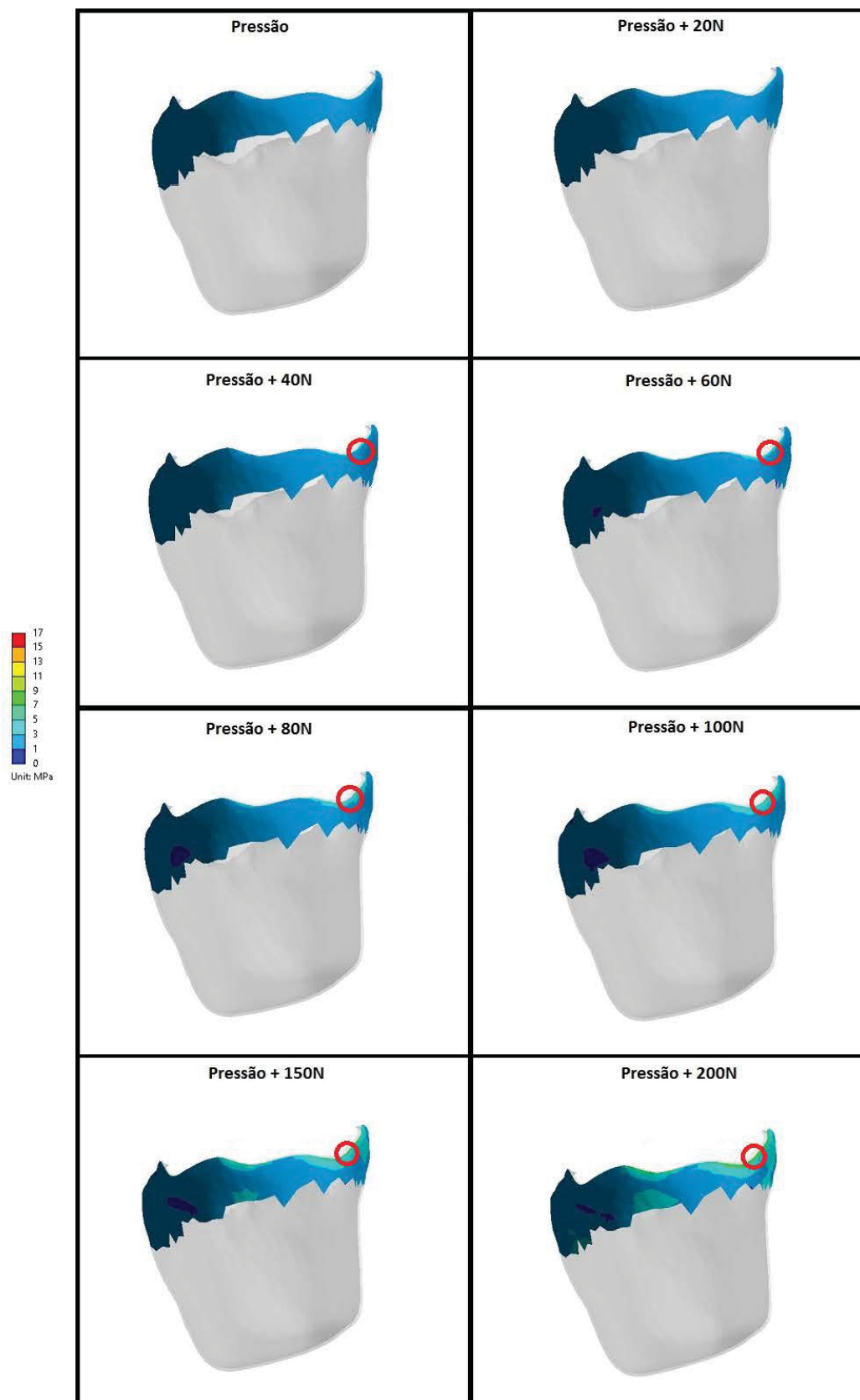


Figura 6.13: Tensão de cisalhamento máxima na face mesial do adesivo em contato com o esmalte.

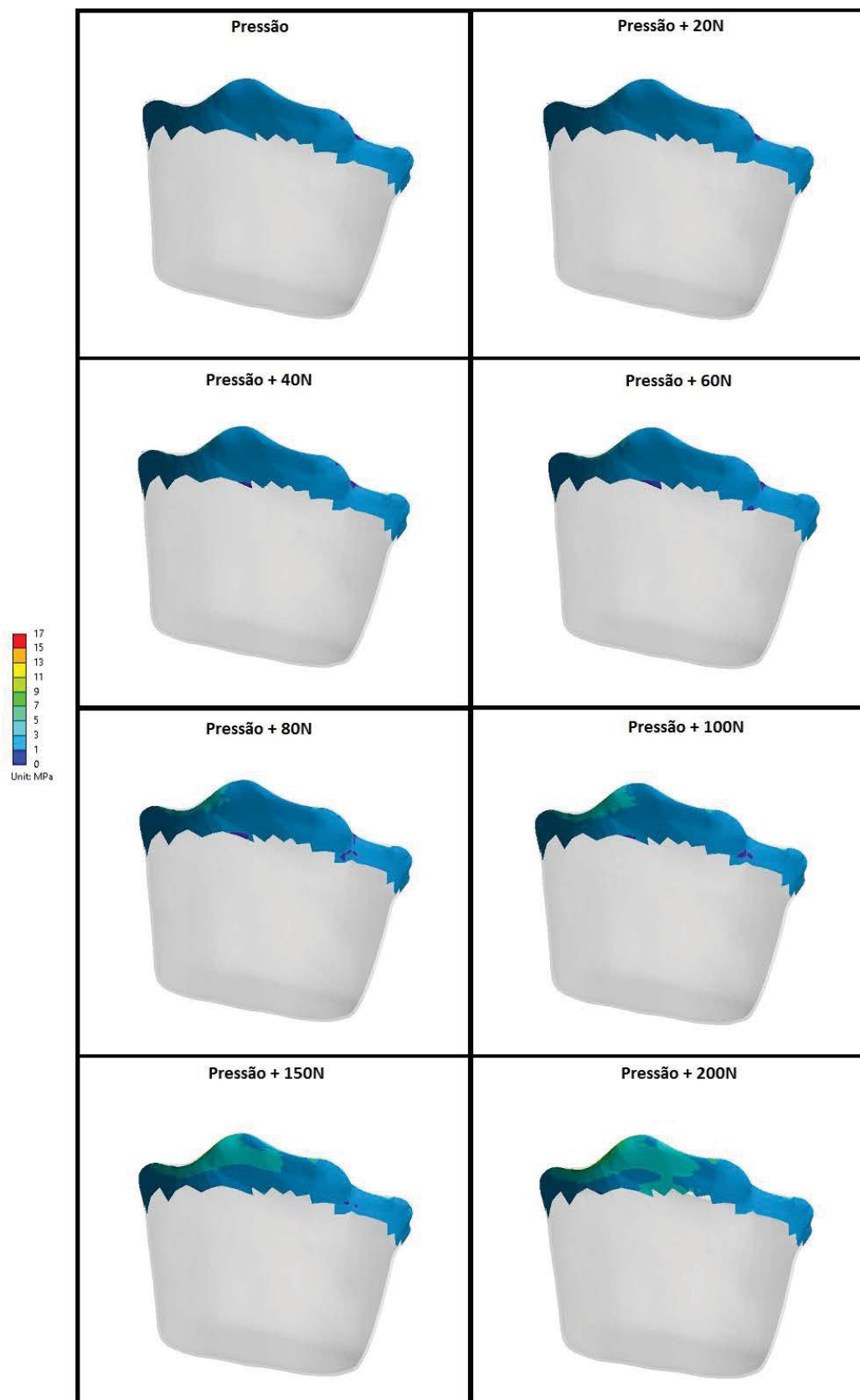


Figura 6.14: Tensão de cisalhamento máxima na face lingual do adesivo em contato com o esmalte.

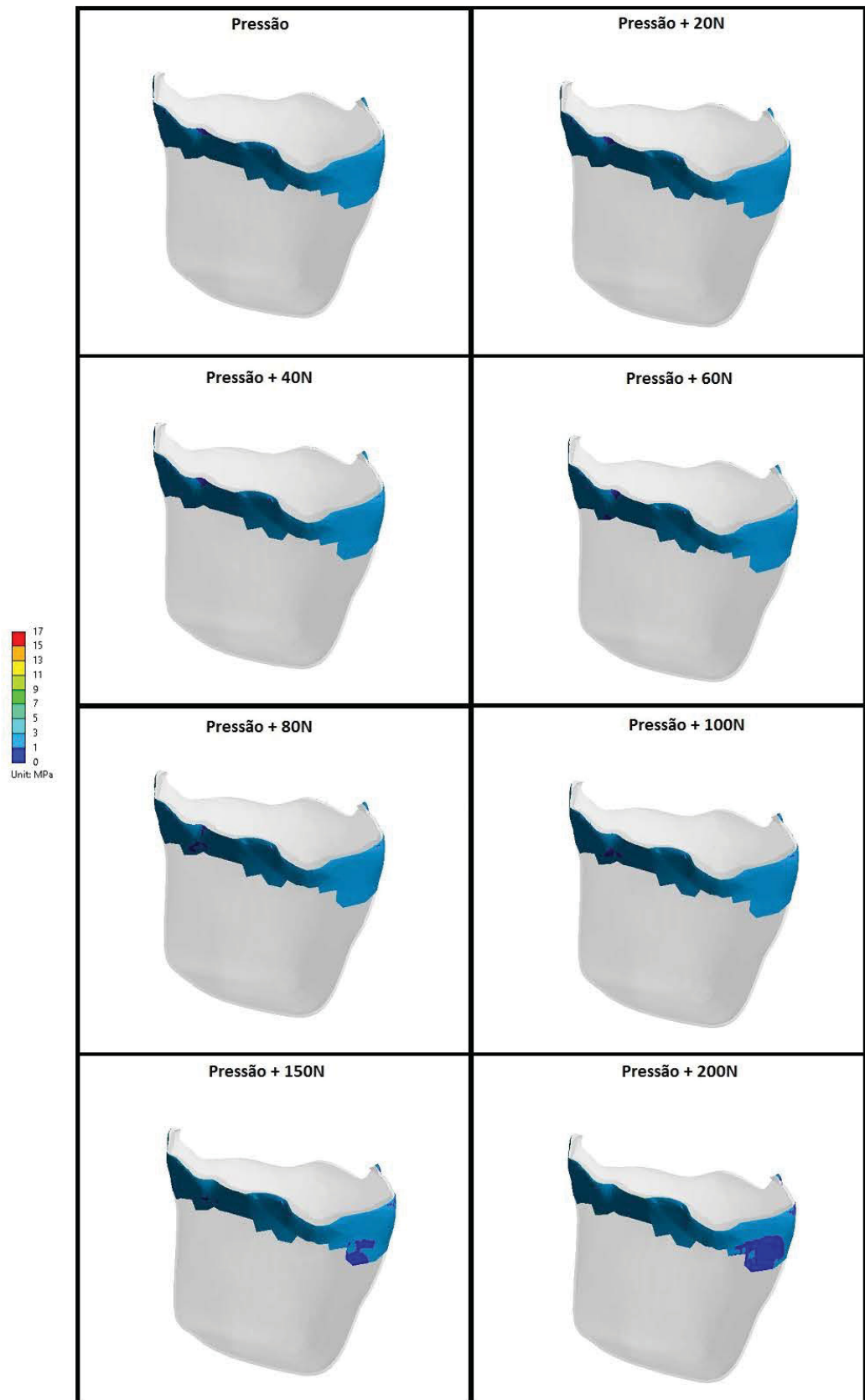


Figura 6.15: Tensão de cisalhamento máxima na face distal do adesivo em contato com o esmalte.

A evolução da tensão de cisalhamento máxima, representada nas Figuras 6.12 a 6.15, para a região do adesivo que faz interface com o esmalte tem o mesmo comportamento de evolução da tensão principal máxima. Ambas apresentam o aumento da tensão na mesma região das faces mesial e lingual, assim como possuem a mesma área da tensão máxima.

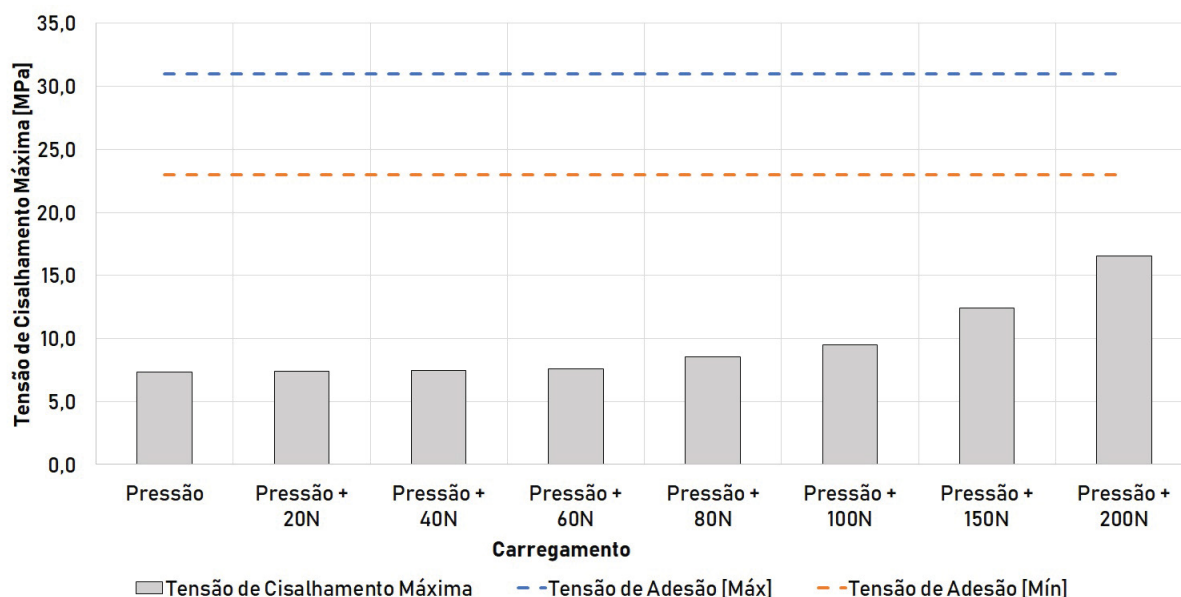


Figura 6.16: Valores máximos da tensão de cisalhamento máxima do adesivo em contato com o esmalte.

Considerando os limites máximos e mínimos para a tensão de adesão ao cisalhamento para o adesivo Single Bond em relação ao esmalte apresentados na Figura 6.16, observa-se que nenhum dos carregamentos aplicados consegue gerar tensões superiores aos parâmetros adotados com critérios de possível problemas.

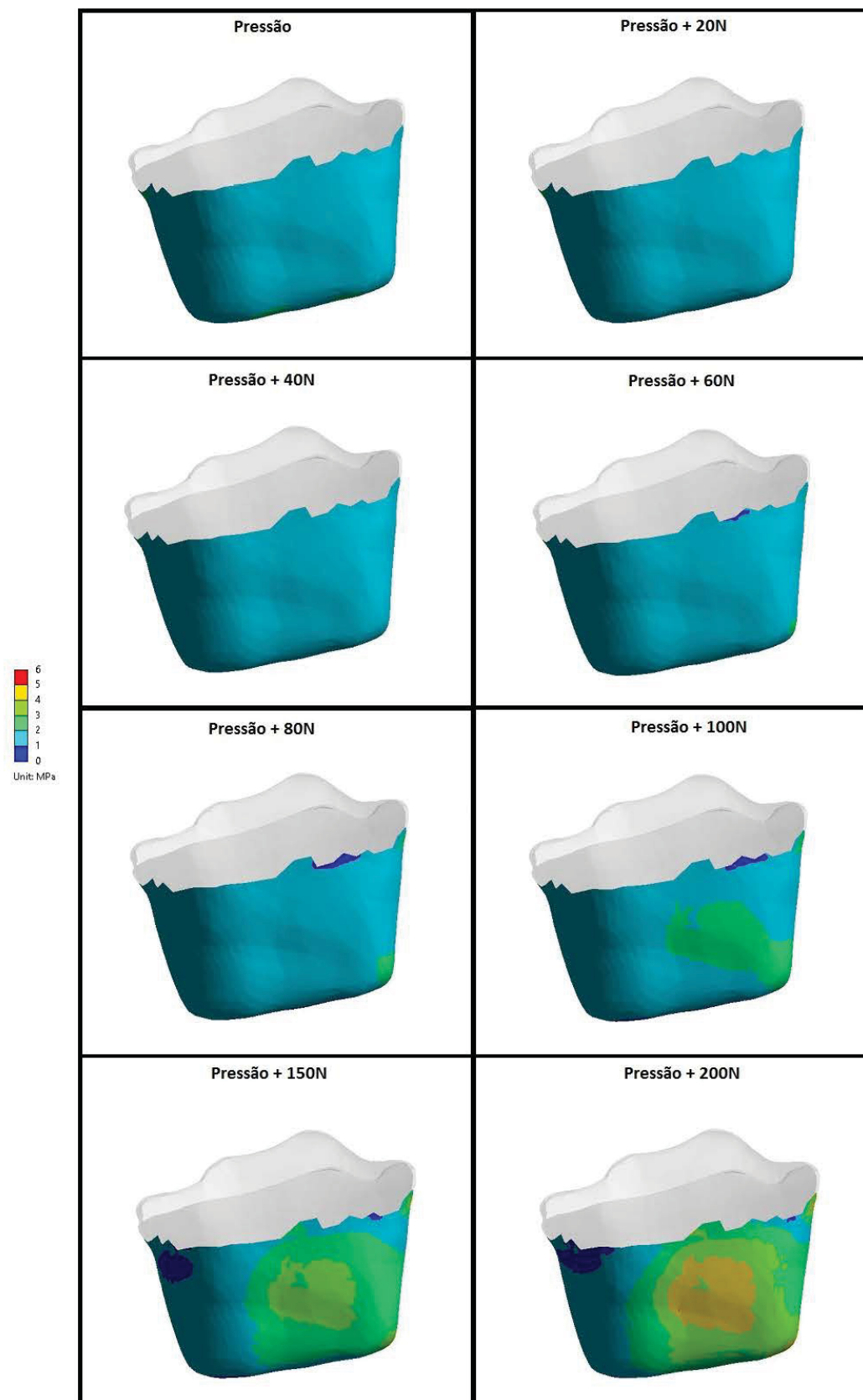


Figura 6.17: Tensão de cisalhamento máxima na face vestibular do adesivo em contato com a dentina.

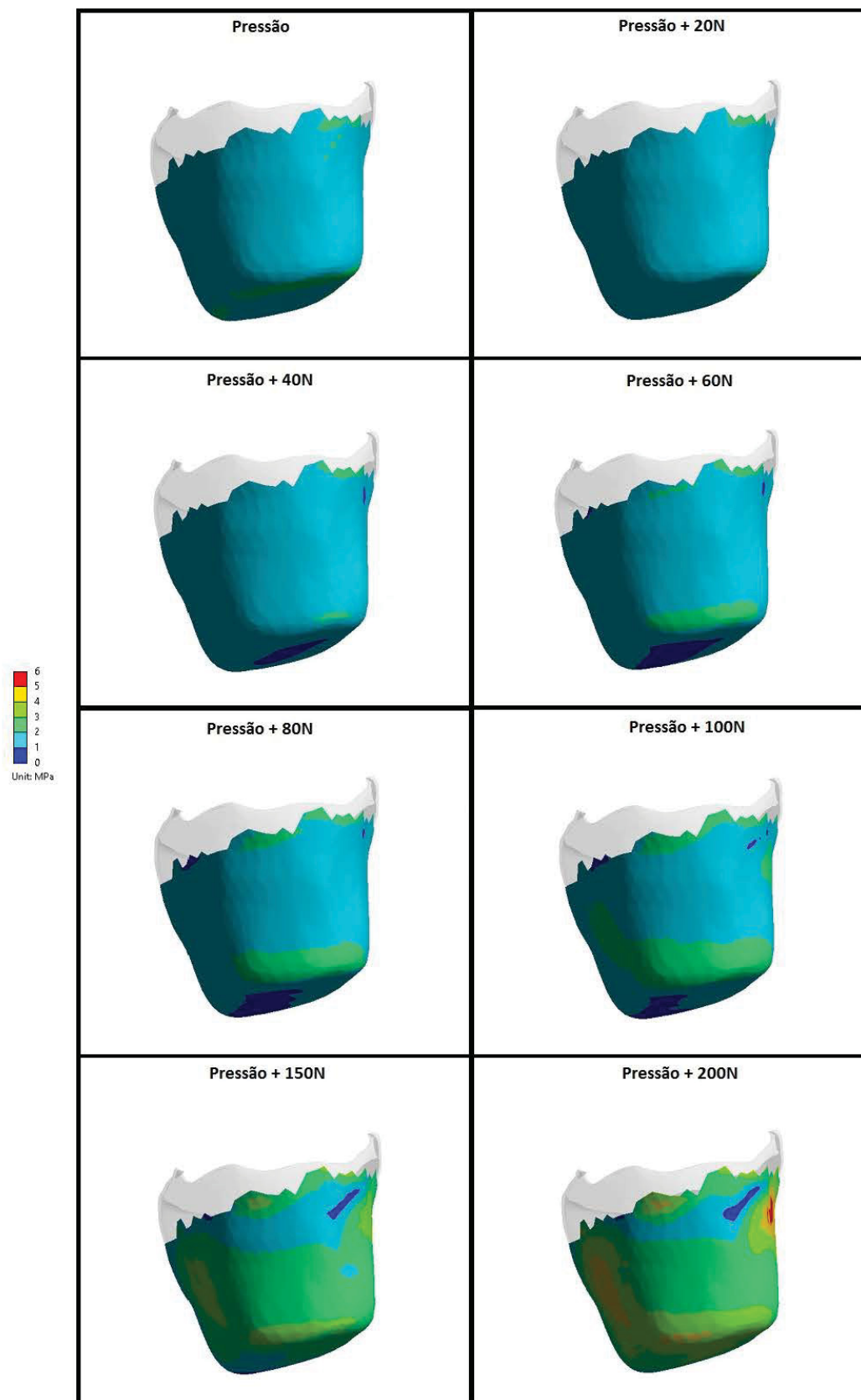


Figura 6.18: Tensão de cisalhamento máxima na face mesial do adesivo em contato com a dentina.

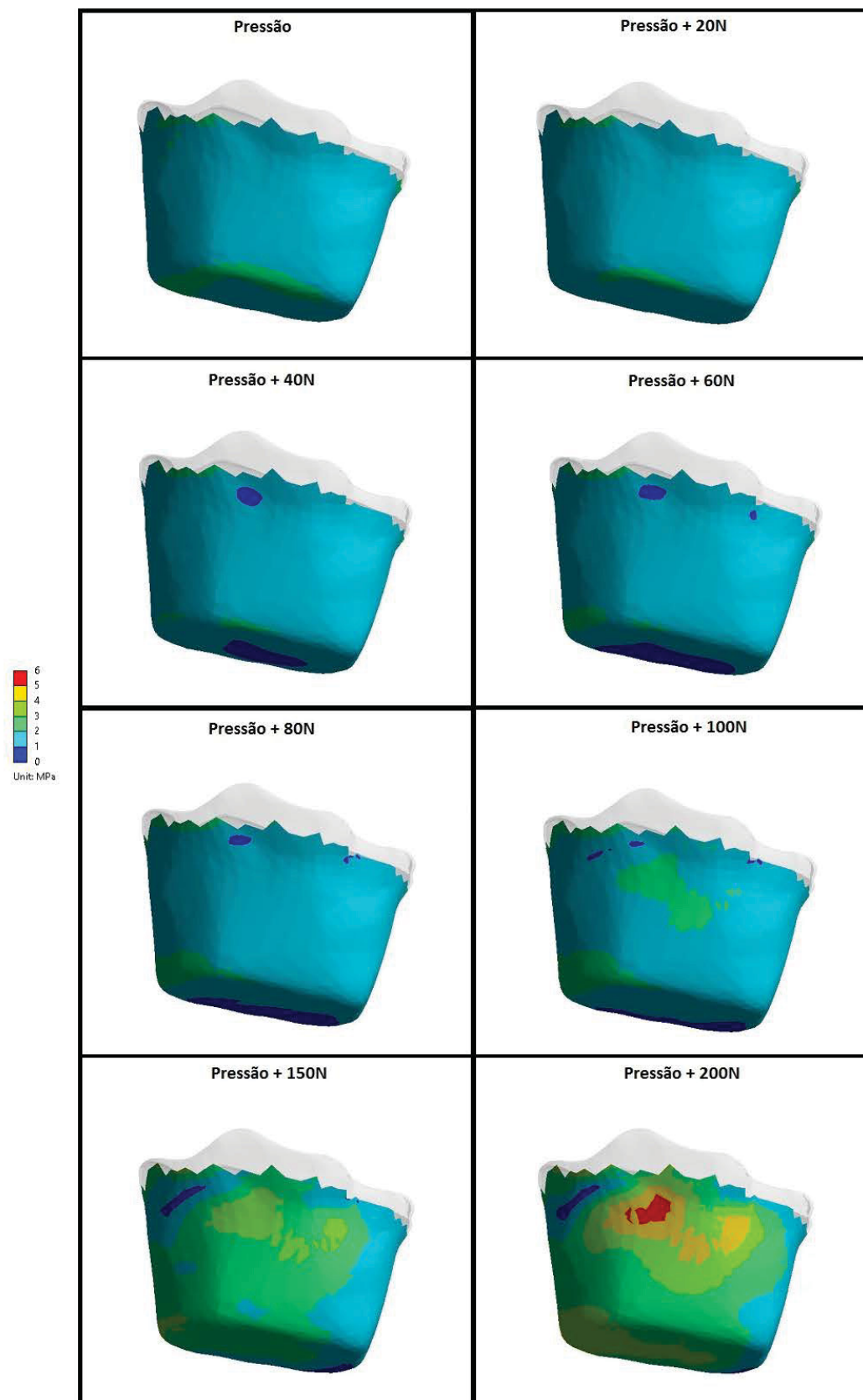


Figura 6.19: Tensão de cisalhamento máxima na face lingual do adesivo em contato com a dentina.

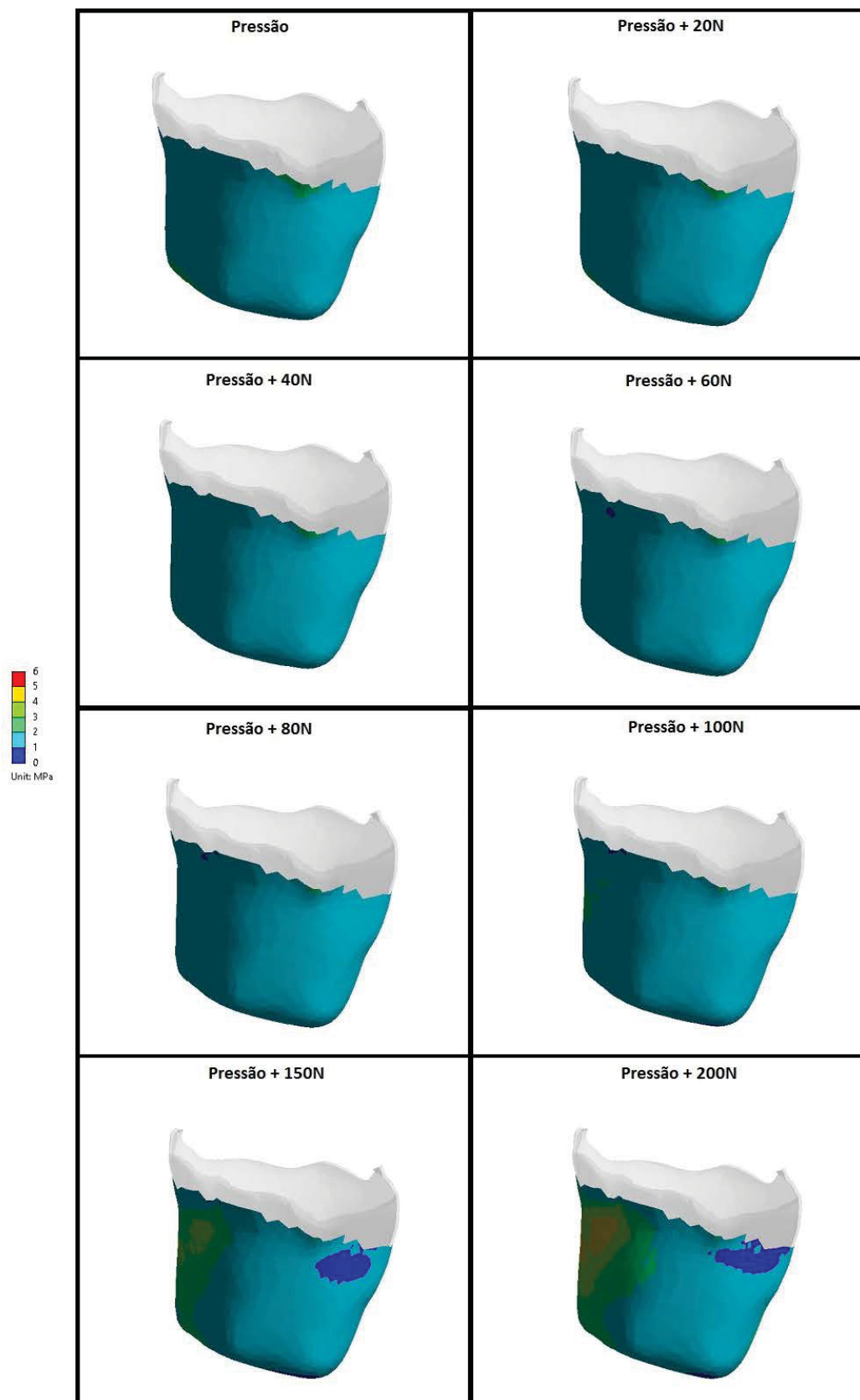


Figura 6.20: Tensão de cisalhamento máxima na face distal do adesivo em contato com a dentina.

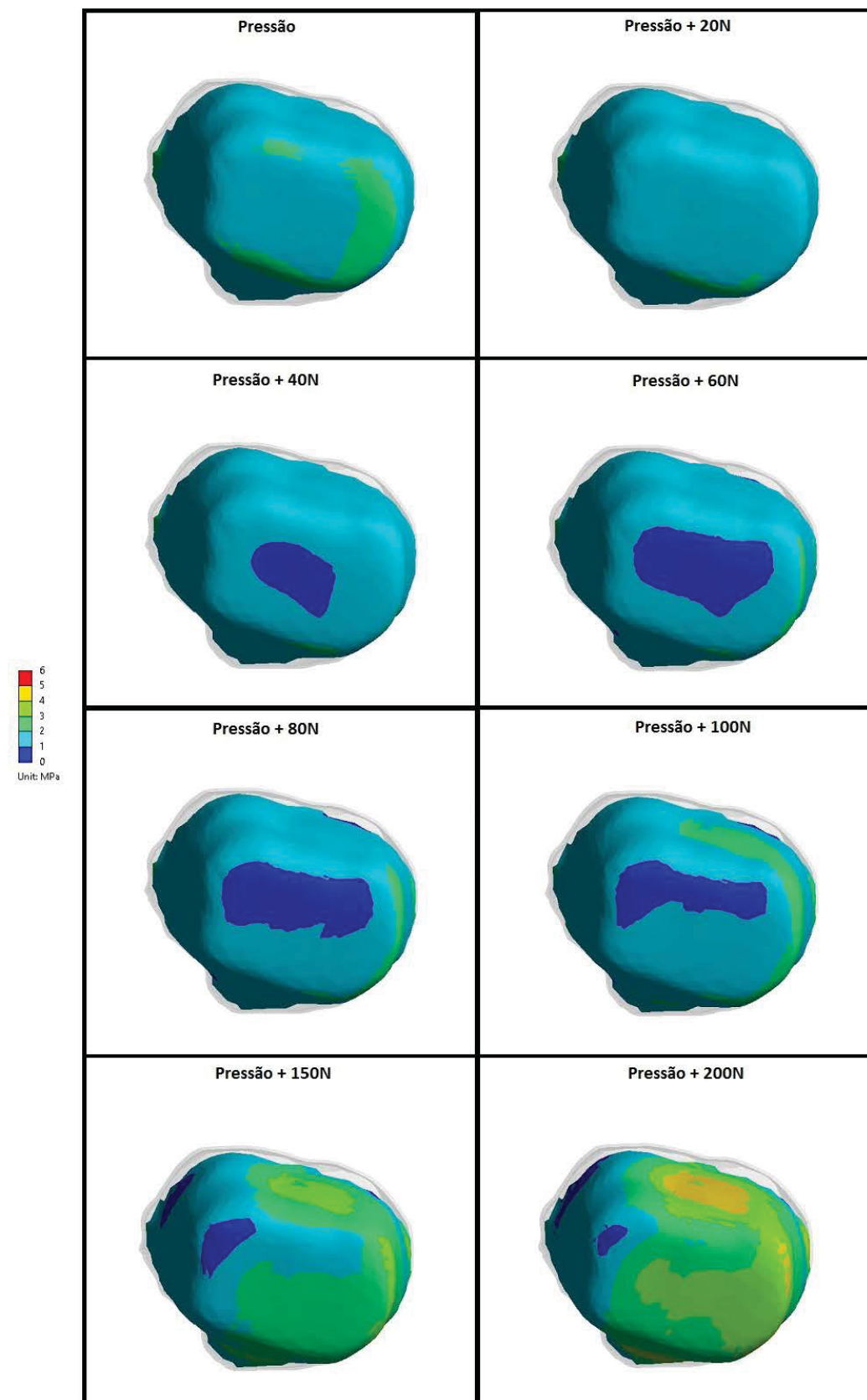


Figura 6.21: Tensão de cisalhamento máxima na face pulpar do adesivo em contato com a dentina.

Contrariando o esperado de apresentar a mesma evolução da tensão principal máxima para a região do adesivo em contato com a dentina, para a tensão de cisalhamento máximo, é constatado nas Figuras 6.17 a 6.21 que nesse caso a tensão com o aumento do carregamento também aumenta, especialmente nas faces vestibular e lingual do adesivo, com tensão máxima na face lingual. Independentemente do aumento da tensão, ela não é capaz de ultrapassar o valor especificado como limite mínimo da tensão de adesão a cisalhamento para o adesivo em contato com a dentina.

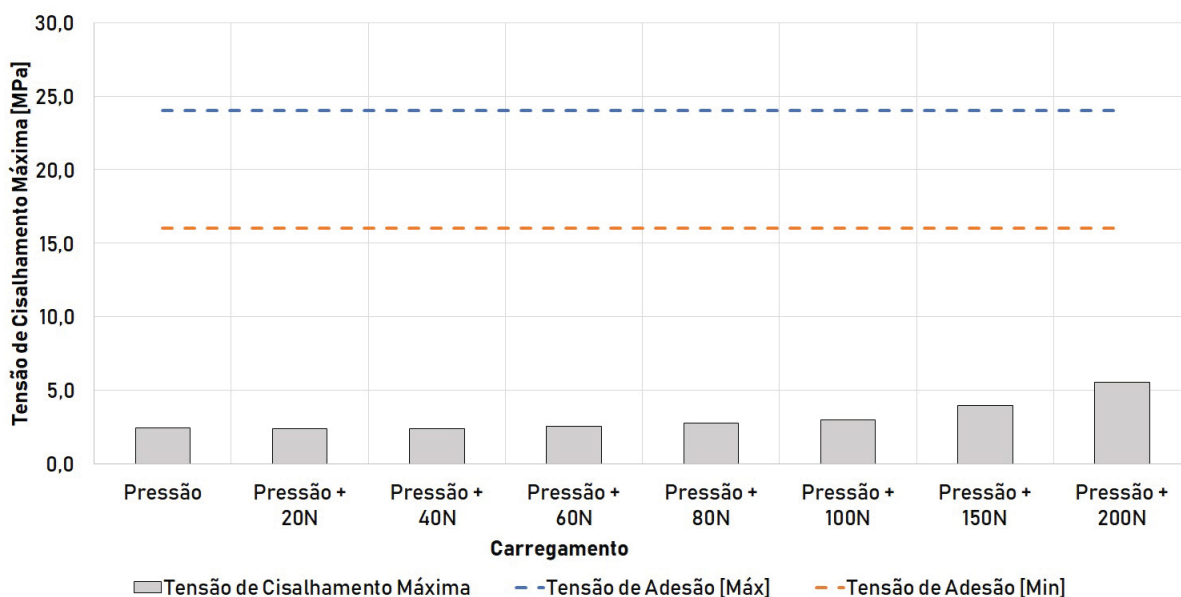


Figura 6.22: Valores máximos da tensão de cisalhamento máxima do adesivo em contato com a dentina.

Baseando-se nos valores máximos apresentados na Figura 6.22 nota-se que nenhum dos valores máximos para a tensão, assim como os encontrados anteriormente, são suficientes para causar algum problema posterior a restauração do dente.

6.3 Deformação Máxima

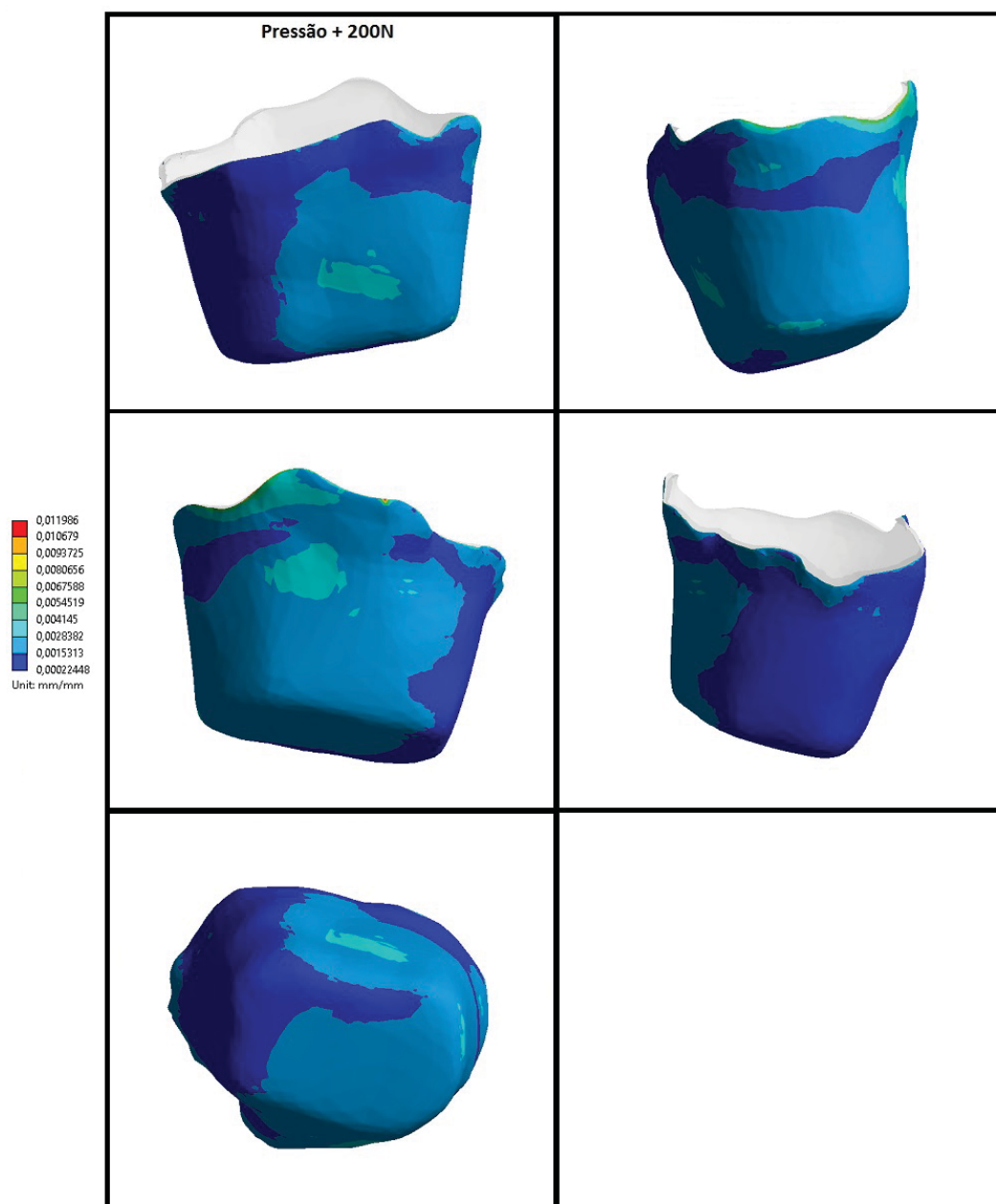


Figura 6.23: Deformação máxima no adesivo para o carregamento de 200 N.

A Figura 6.23 mostra a deformação total do adesivo para o carregamento de 200 N, pois é possível ver claramente que as áreas de maior deformação são as mesmas que possuem a maior tensão das análises anteriores, em específico nas faces mesial e lingual do adesivo, na parte superior do adesivo.

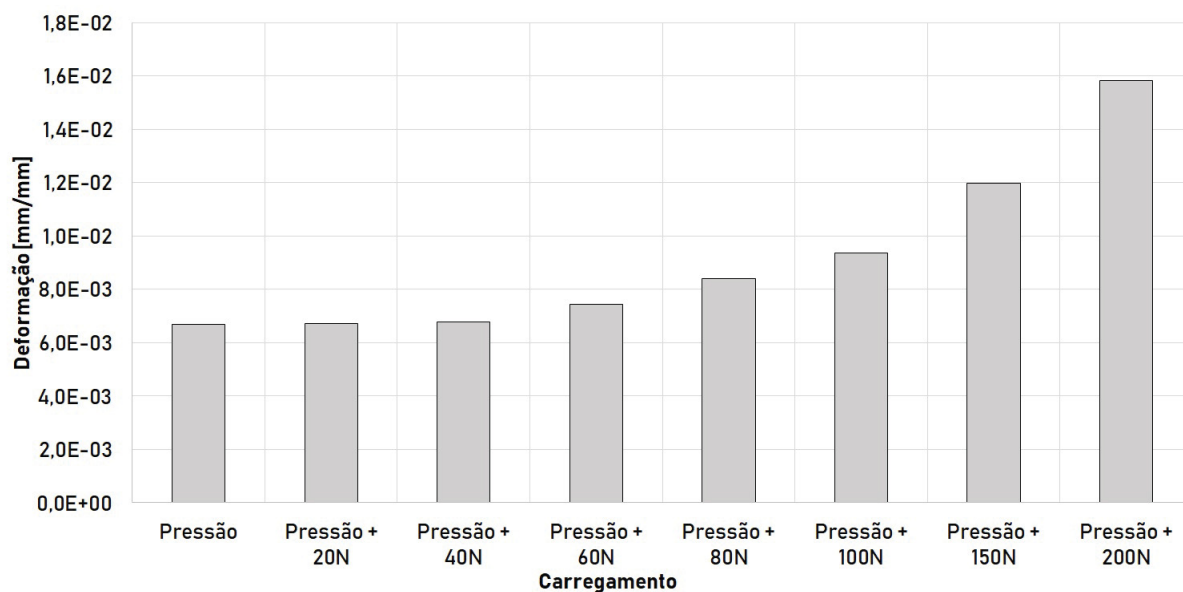


Figura 6.24: Valores máximos de deformação no adesivo.

As deformações máximas para todos os carregamentos pode ser vista na Figura 6.24. Percebe-se que para os dois primeiros valores de força de mordida, 20 e 40 N, a deformação se mantém praticamente constante com aquela que é resultante do processo de contração da resina, sendo aceitável deduzir que como essas forças são normalmente as exercidas no processo de mastigação, que somente com a ação da mastigação é difícil gerar algum problema posterior ao processo de restauração, para esse estudo específico.

6.4 Deslocamento Máximo

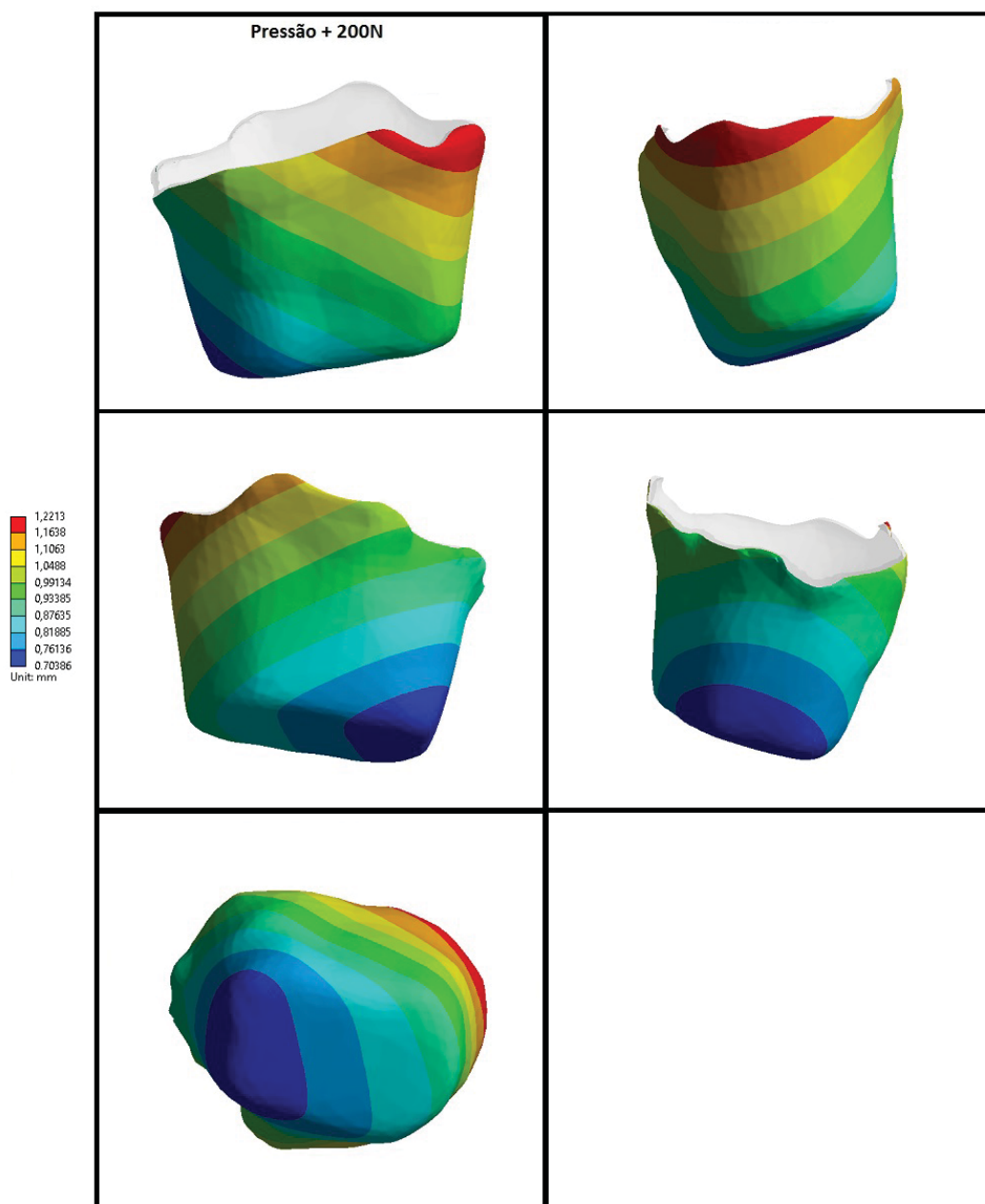


Figura 6.25: Deslocamento máximo no adesivo para o carregamento de 200 N.

Considerando o resultado de deslocamento máximo obtido para o carregamento de 200 N e dispondo da Figura 6.25, verifica-se que a região de maior deslocamento no adesivo é a área oposta a de maior deformação indicada na seção anterior. A disposição das faixas de deslocamento é a mesma em todas as análises, tendo leve mudanças de abrangência, principalmente no aumento das áreas de maior deslocamento e a diminuição nas de menor deslocamento.

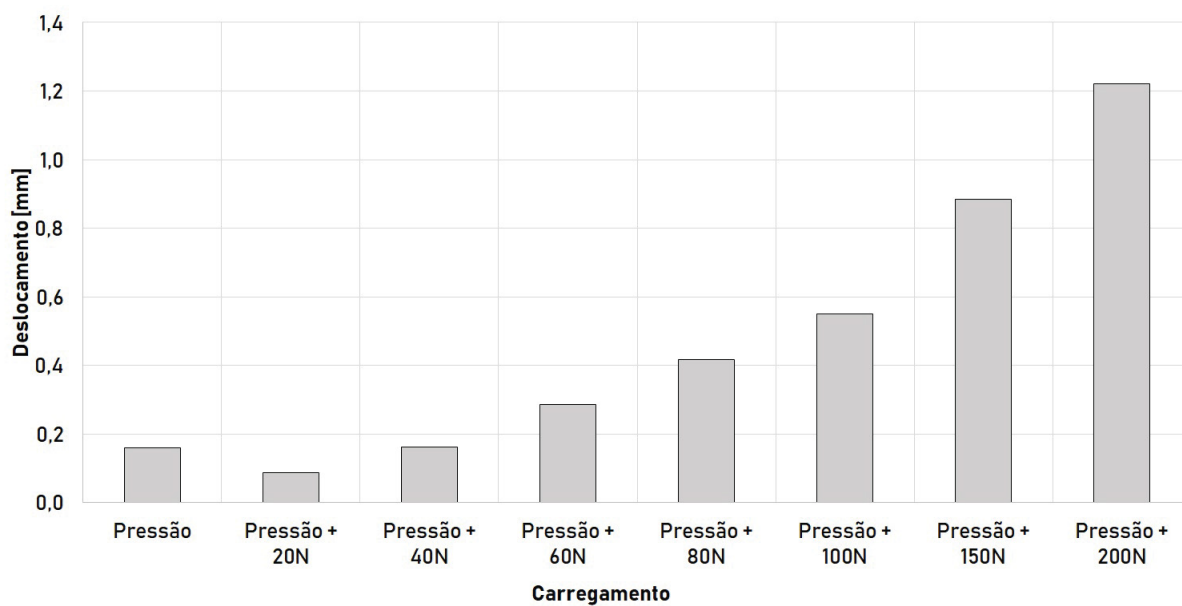


Figura 6.26: Valores máximos do deslocamento no adesivo.

Os maiores deslocamentos para cada uma das análises estão dispostos na Figura 6.26, com leves mudanças em um primeiro instante com a aplicação da força de 20 N, mas retornando ao seu valor inicial e evoluindo de maneira similar ao aumento na força de mordida aplicada.

7 Conclusão

A presente pesquisa teve como objetivo o estudo das tensões no adesivo que são geradas pelo processo de contração da resina odontológica e das forças de mordida. O objetivo geral foi atingido de acordo com a sequência metodológica proposta: ensaio laboratorial e modelo computacional.

A reconstrução do modelo geométrico do terceiro molar possibilitou a criação de uma representação das estruturas biomecânicas relevantes na análise em questão, elas são: esmalte, dentina, polpa, resina, adesivo, ligamento periodontal e ossos cortical e trabecular.

Em seguida, para ter um melhor entendimento e ser capaz de reproduzir os resultados do modelo experimental foram criadas algumas simplificações para os materiais, os quais são isotrópicos e elásticos. O processo de fotopolimerização da resina odontológica, o qual foi introduzido no modelo como uma contração inicial do modelo da resina, a partir de uma pré-carga no modelo. Apesar das simplificações adotadas, a primeira simulação do modelo computacional atingiu o objetivo de reproduzir a última deformação sofrida pela resina, proveniente da curva de deformação resultante do experimento laboratorial.

De maneira complementar foi realizado o estudo de falha no adesivo a partir de forças mordida, com o complemento da pré-carga aplicada no modelo da resina odontológica, induzindo uma pequena contração residual no modelo. Foi considerado como parâmetro de comparação a tensão de adesão para a tração e ao cisalhamento, valores encontrados em literatura para o adesivo que foi utilizado na análise. Constatou-se que as forças de mordida geram uma tensão superior ao parâmetro adotado, somente para a tensão principal máxima e para a área em que o adesivo faz contato com o esmalte, contudo em uma área muito pequena. Considerando as regiões de tensões mais altas no modelo do adesivo, percebe-se que essas áreas estão concentradas na parte superior do modelo, especificadamente na borda, levando a considerar que são as regiões mais próximas de aplicação das forças. Para os demais resultados, todas as tensões máximas se mostraram inferiores ao limite mínimo da tensão de adesão à tração e ao cisalhamento para ambas as interfaces e no caso da tração para a região do adesivo que está em contato com a dentina.

A deformação máxima do modelo, para todas as análises, se mostram maiores na mesma região de maior tensão, que é na borda do modelo do adesivo, região próxima a aplicação das forças de mordida. O deslocamento máximo apareceu na área oposta a região de máxima deformação do modelo, mostrando que quando um lado se deforma, como consequência o lado oposto se desloca.

Ainda que com as simplificações e a possível interferência de geometria do adesivo nos resultados, eles se mostram consistentes, considerando a progressão do resultado em relação a força aplicada, podendo ser feita quase que uma relação linear direta entre a força aplicada e os resultados máximos obtidos.

As maiores dificuldades encontradas no desenvolvimento do trabalho foram as seguintes: determinação das propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo; caracterização do processo de polimerização; quais valores utilizar para empregar como força de mordida, já que existem inúmeros fatores que contribuem para a sua intensidade; e o quê utilizar como parâmetro para verificar possíveis problemas na região de ligação entre o adesivo e o esmalte, e adesivo e a dentina.

Os valores de tensão mais altas no adesivo estão localizadas próximos da superfície da restauração. Este local é o que representa a maior preocupação para os dentistas, pois microfissuras ali localizadas podem gerar infiltrações e cáries. Vale ressaltar que no presente estudo não foi considerado o efeito da saliva durante o processo de polimerização e durante a ação das forças, o que possivelmente tornaria a situação mais crítica para o aparecimento de dano. Na continuidade do estudo, para o aprofundamento da investigação das regiões com maior probabilidade de falha pretende-se analisar via microscopia eletrônica a superfície do dente que foi utilizado no experimento laboratorial e verificar se existem regiões com microfissuras devido a contração.

Outras propostas para futuros trabalhos são: variar a espessura do adesivo; alterar as áreas de aplicação das forças de mordida; gerar carregamentos cíclicos; considerar a resina odontológica como um material viscoelástico para melhorar a calibração das propriedades da mesma; e considerar os efeitos químicos do processo de polimerização. Após realizar outras análises, a fim de ter mais validações do modelo geométrico e propriedades utilizadas, sugere-se também expandir a análise para outros adesivos e resinas odontológicas, visando evitar materiais que possam acarretar problemas como sensibilidade pós-operatória, micro infiltrações, que podem gerar outros problemas como danos na polpa e cáries.

Referências

- ANSYS, I. (2009). *Theory Reference for the Mechanical APDL and Mechanical Applications*. SAS IP, Inc, 275 Technology Drive, Canonsburg, PA 15317, release 12.0 edition.
- Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C. L. e Rengo, S. (2001). 3D-finite element analysis of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *Journal of Biomechanics*, 34(10):1269–1277.
- Ausiello, P., Rengo, S., Davidson, C. L. e Watts, D. C. (2004). Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dental Materials*, 20(9):862–872.
- Bechtel, S. E. e Lowe, R. L. (2015). *Fundamentals of Continuum Mechanics*. Academic Press.
- Benetti, A. R., Havndrup-Pedersen, C., Honoré, D., Pedersen, M. K. e Pallesen, U. (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative Dentistry*, 40(2):190–200.
- Boccaccio, A., Lamberti, L., Pappalettere, C., Carano, A. e Cozzani, M. (2006). Mechanical behavior of an osteotomized mandible with distraction orthodontic devices. *Journal of Biomechanics*, 39(15):2907–2918.
- Boever, J. A. D., McCall, W. D. J., Holden, S. e Ash, M. M. J. (1978). Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 40(3):326–333.
- Braga, R. R., Meira, J. B., Boaro, L. C. e Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro"test method. *Dental Materials*, 26(2):38–49.
- Causton, B. E., Miller, B. e Sefton, J. (1985). The deformation of cusps by bonded posterior composite restorations: an in vitro study. *British Dental Journal*, 159(12):397–400.
- Coelho, P. G., Calamia, C., Harsono, M., Thompson, V. P. e Silva, N. R. (2008). Laboratory and FEA evaluation of dentin-to-composite bonding as a function adhesive layer thickness. *Dental Materials*, 24(10):1297–1303.
- Costa, M. M. M. (2017). Comparação de duas técnicas de fotopolimerização nas propriedades de contração e temperatura de polimerização de uma resina de incremento único por meio das redes de bragg. Dissertação de Mestrado, Pós-Graduação em Odontologia - Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa - PR.

- Feilzer, A. J., de Gee, A. J. e Davidson, C. L. (1990). Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *Journal of Dental Research*, 69(1):36–39.
- Feilzer, A. J., Dooren, L. H., de Gee, A. J. e Davidson, C. L. (1995). Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *European Journal of Oral Sciences*, 103(5):322–326.
- Fontijn-Tekamp, F. A., Slagter, A. P., Bilt, A. V. D., Hof, M. A. V., Witter, D. J., Kalk, W. e Jansen, J. A. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of Dental Research*, 79(7):1519–1524.
- Gibbs, C. H., Mahan, P. E., Lundeen, H. C., Brehnan, K., Walsh, E. K. e Holbrook, W. B. (1981). Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 46(4):443–449.
- Goes, M. F. D., Giannini, M., Hipólito, V. D., Carrilho, M. R., Daronch, M. e Rueggeberg, F. A. (2008). Microtensile bond strength of adhesive systems to dentin with or without application of an intermediate flowable resin layer. *Brazilian Dental Journal*, 19(1):51–56.
- Ilie, N. e Hickel, R. (2011). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on SDR™ technology. *Dental Materials*, 27(4):348–355.
- Isolan, C. P., Valente, L. L., Münchow, E. A., Basso, G. R., Pimentel, A. H. e Schwantz, J. K. (2014). Bond strength of a universal bonding agent and other contemporary dental adhesives applied on enamel, dentin, composite, and porcelain. *Applied Adhesion Science*, 2(1).
- Kamble, S. S., Kandasamy, B., Thillaigovidan, R., Goval, N. K., Talukdar, P. e Seal, M. (2015). In vitro comparative evaluation of tensile bond strength of 6(th), 7(th) and 8(th) generation dentin bonding agents. *Journal of International Oral Health*, 7(5):41–43.
- Kemp-Scholte, C. M. e Davidson, C. L. (1990). Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(6):658–664.
- Kimmes, N. S., Barkmeier, W. W., Erickson, R. L. e Latta, M. A. (2010). Adhesive bond strengths to enamel and dentin using recommended and extended treatment times. *Operative Dentistry*, 35(1):112–119.
- Ko, C. C., Chu, C. S., Chung, K. H. e Lee, M. C. (1992). Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(3):421–427.
- Koc, D., Dogan, A. e Bek, B. (2010). Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *European Journal of Dentistry*, 4(2):223–232.

- Koike, T., Hasegawa, T., Manabe, A., Itoh, K. e Wakumoto, S. (1990). Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites. *Dental Materials*, 6(3):178–180.
- Lai, W. M., Rubin, D. e Krempl, E. (2010). *Introduction to Continuum Mechanics*. Butterworth-Heinemann.
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J. e Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(8):993–1000.
- Liu, B., Lu, C., Wu, Y., Zhang, X., Arola, D. e Zhang, D. (2011). The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. *Journal of Prosthodontics*, 20(1):35–44.
- Lundgren, D. e Laurell, L. (1986). Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. i. bilateral and abutments. *Journal of Oral Rehabilitation*, 13(1):57–71.
- McCulloch, A. J. e Smith, B. G. (1986). In vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *British Dental Journal*, 161(11):405–409.
- Meredith, N. e Setchell, D. J. (1997). In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *Journal of Dentistry*, 25(3-4):331–337.
- Mortazavi, V., Fathi, M., Ataei, E., Khodaeian, N. e Askari, N. (2012). Shear bond strengths and morphological evaluation of filled and unfilled adhesive interfaces to enamel and dentine. *International Journal of Dentistry*.
- Oskui, I. Z., Hashemi, A., Jafarzadeh, H. e Kato, A. (2018). Finite element investigation of human maxillary incisor under traumatic loading: static vs dynamic analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 155:121–125.
- Owens, S., Buschang, P. H., Throckmorton, G. S., Palmer, L. e English, J. (2002). Masticatory performance and areas of occlusal contact and near contact in subjects with normal occlusion and malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 121(6):602–609.
- Paradella, T. C. e Fava, M. (2007). Bond strength of adhesive system to human tooth enamel. *Brazilian Oral Research*, 21(1):4–9.
- Park, J. H., Bayome, M., Zahrowski, J. J. e Kook, Y. A. (2017). Displacement and stress distribution by different bone-borne palatal expanders with facemask: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(1):105–117.

- Patil, D., Singbal, K. P. e Kamat, S. (2011). Comparative evaluation of the enamel bond strength of 'etch-and-rinse' and 'all-in-one' bonding agents on cut and uncut enamel surfaces. *Journal of Conservative Dentistry*, 14(2):147–150.
- Pearson, G. J. e Hegarty, S. M. (1987). Cusp movement in molar teeth using dentine adhesives and composite filling materials. *Biomaterials*, 8(6):473–476.
- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2):97–116.
- Ritter, A. V., Boushell, L. W. e Walter, R. (2018). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. Elsevier.
- Silikas, N., Eliades, G. e Watts, D. C. (2000). Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dental Materials*, 16(4):292–296.
- Silva, I. M., Freitas, D. Q., Ambrosano, G. M., Bóscolo, F. N. e Almeida, S. M. (2012). Bone density: comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography. *Brazilian Oral Research*, 26(6):550–556.
- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U. e Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the iv generation to the universal type. *Annali di Stomatologia*, 8(1):1–17.
- Sotto-Maior, B. S., Mercuri, E. G., Senna, P. M., Assis, N. M., Francischone, C. E. e Cury, A. A. D. B. (2016). Evaluation of bone remodeling around single dental implants of different lengths: a mechanobiological numerical simulation and validation using clinical data. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 19(7):699–706.
- Souza-Zaroni, W. C., Seixas, L. C., Ciccone-Nogueira, J. C., Chimello, D. T. e Palma-Dibb, R. G. (2007). Tensile bond strength of different adhesive systems to enamel and dentin. *Brazilian Dental Journal*, 18(2):124–128.
- Varga, S., Spalj, S., Varga, M. L., Milosevic, S. A., Mestrovic, S. e Slaj, M. (2011). Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *European Journal of Orthodontics*, 33(4):427–433.
- Walter, R. (2013). Critical appraisal: bulk-fill flowable composite resins. *Dental Materials*, 25(1):72–76.
- Yazici, A. R., Celik, C., Ozgünlaltay, G. e Dayangaç, B. (2007). Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Operative Dentistry*, 32(2):166–172.

- Zorba, Y. O., Ilday, N. O., Bayindir, Y. Z. e Demirbuga, S. (2013). Comparing the shear bond strength of direct and indirect composite inlays in relation to different surface conditioning and curing techniques. *European Journal of Dentistry*, 7(4):436–441.
- Zorzin, J., Maier, E., Harre, S., Fey, T., Belli, R., Lohbauer, U., Petschelt, A. e Taschner, M. (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental Materials*, 31(3):293–301.